



**PEDRO MIGUEL  
DE ALMEIDA TALAIA**

**INTEGRIDADE ESTRUTURAL DE PLACAS  
DE OSTEOSSÍNTESE METÁLICA E COMPÓSITAS  
PARA FIXAÇÃO ÓSSEA**



**PEDRO MIGUEL  
DE ALMEIDA TALAIA**

**INTEGRIDADE ESTRUTURAL DE PLACAS  
DE OSTEOSSÍNTESE METÁLICA E COMPÓSITAS PARA FIXAÇÃO  
ÓSSEA**

dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor José António de Oliveira Simões, Professor Associado com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e co-orientação científica do Prof. Doutor Rafael Claramunt Alonso, professor titular de Universidade Interino da Universidad Politécnica de Madrid



apoio financeiro do POCI  
2010 através da bolsa de  
mestrado SFRH/BM/22850/2005



Programa Operacional Ciência e Inovação 2010

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR

*à Aliona  
ao Miguel*

## **o júri**

presidente

**Prof. Doutor Francisco José Malheiro Queirós de Melo**  
professor associado da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz**  
professor associado da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

**Prof. Doutor José António de Oliveira Simões**  
professor associado com agregação da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor Rafael Claramunt Alonso**  
professor titular de Universidade Interino da Universidad Politécnica de Madrid

## **agradecimentos**

Para a conclusão deste trabalho, são muitos aos quais devo agradecer: familiares, colegas, professores, amigos, orientadores...

Todos contribuíram directa ou indirectamente, e a todos, a minha gratidão.

Entre muitos, cito:

À minha esposa e ao meu filho.

Aos meus pais

José Simões

Rafael Claramunt

Dr. João Salgado

António Ramos

António Relvas

António Festas

Ilda Abe

Marcelo Schiller

Sr. Lázaro

L. A. Medical, Lda

A todo o grupo de Biomecânica da Universidade de Aveiro

Aos colegas do mestrado

Aos professores do mestrado

E por último, à Fundação do Ministério de Ciência e Tecnologia de Portugal pelo financiamento da bolsa SFRH/BM/22850/2005.

**palavras-chave**

placa de osteossíntese, fractura, osteossíntese, biomecânica, extensómetro, fibras de Bragg

**resumo**

Neste trabalho é apresentado uma breve revisão sobre a história do tratamento de fracturas ósseas, a sua evolução, bem como as soluções actuais. Foram usados diversos fémures sintéticos para simular o tratamento de fracturas com placas de osteossíntese fabricadas em diversos materiais (metálica e compósitas). Foram instrumentados fémures que foram colocados sobre carga e foram adquiridos valores de deformação para comparar as várias soluções estudadas. Foi também modelado um modelo de elementos finitos para comparar dois fémures com diferentes placas de osteossíntese.

**keywords**

Bone plates, fracture, osteosynthese, biomechanics, strain gage, Bragg fibers

**abstract**

In this work a brief review concerning the history of the treatment of bone fractures is presented, as well as its evolution and actual clinical solutions. Several synthetic femurs were used too simulate fixed fractures with bone plates made of several materials (metallic and composites). Instrumented femurs were loaded and strains were measured to compare different fracture fixation solutions. A finite element model was used to compare two plated femurs.

# Índice

Índice de figuras .....	xv
Índice de tabelas .....	xvii
Introdução: Motivação Biológica .....	1
Bibliografia .....	5
Capítulo 1 – História do tratamento de fracturas ósseas .....	9
1.1 Introdução .....	9
1.2 Tratamento Conservativo de Fracturas .....	13
1.3 Racionalização e Estandarização .....	15
1.4 Os Inícios da Osteossíntese .....	15
1.5 Os Primeiros Tratamentos Estandarizados .....	19
1.6 Placas de Compressão .....	22
1.7 Uma Técnica para Mestres .....	23
1.8 A Filosofia AO .....	25
Bibliografia .....	26
Capítulo 2 – Tipos de fracturas ósseas e dispositivos de fixação .....	27
2.1 História do tratamento das fracturas .....	27
2.1.2 Repouso versus mobilidade .....	30
2.1.3 Aberto versus fechado .....	31
2.1.3 Talas e gesso .....	31
2.1.4 Tracção .....	31
2.1.5 Redução aberta e fixação interna .....	32
2.1.6 Compressão e cicatrização óssea .....	33
2.1.7 Fixação externa .....	35
2.2 Princípios de osteossíntese e consolidação de fracturas .....	35
2.2.1 Fases da consolidação das fracturas .....	36
2.3 Tipos de estabilização óssea .....	38
2.4 Caracterização das fracturas relacionadas com o objecto de estudo .....	39
Bibliografia .....	42
Capítulo 3 – Caracterização mecânica de placas de osteossíntese .....	43
3.1 Introdução .....	43
3.2 Fabrico de Placas de Osteossíntese Compósitas .....	44
3.3 Concepção do Dispositivo de Ensaio Mecânicos .....	44
3.4 Ensaio, Resultados e Discussão .....	51
3.5 Conclusões .....	54
Bibliografia .....	54
Capítulo 4 – Estudo experimental biomecânico das placas de osteossíntese .....	57
4.1 Técnicas de medição experimentais .....	57
4.1.2 Fibras com sensores de Bragg: Revisão .....	57
4.2 Preparação do objecto de estudo .....	59
4.3 Procedimento experimental .....	63
4.4 Resultados e Discussão .....	65
Bibliografia .....	69



Capítulo 5 – Validação de um modelo de elementos finitos para o projecto de placas de osteossíntese .....	75
5.1 Introdução.....	75
5.2 Geração do Modelo CAD e de Elementos Finitos .....	75
5.3 Conclusões .....	85
6 – Conclusões e considerações futuras .....	87
Anexos.....	89
Anexo 1 .....	89

## Índice de figuras

Figura 1 – Fractura de um osso longo e fixação do mesmo com uma placa de osteossíntese [2].	2
Figura 1.1 – Tratamento sistemático e conservativo de fracturas: a designada “sala do fémur” no hospital militar de Lorenz Böhler durante a 1ª Guerra Mundial.	14
Figura 1.2 – Fixação de uma fractura com uma placa de Lane, a) antes da cirurgia; b) depois da cirurgia (25/09/1912); c) e d) aspecto após mais de 45 anos [2]	17
Figura 1.3 – Fixação de fracturas do colo do fémur com cavilhas [1]	21
Figura 2.1 – Ilustração de De humanis corporis fabrica, de Andréas Vesalius	29
Figura 2.2 – Ilustração de: a) placa de Hasmann (1886) e b) modelo de imobilização com talas e bandas, por Guido Guidi (1554)	30
Figura 2.3 – Método de tratamento de uma vértebra deslocada – ilustração do século XI.	32
Figura 2.4 – Placas de Lane (1907)	33
Figura 2.5 – Evolução histórica das placas de osteossíntese	34
Figura 2.6 – a) e b) Utilização do parafuso interfragmentário através do orifício da placa. Efeito de compressão com dois tipos diferentes de parafuso: cortical totalmente roscado e cortical Shaft, cuja característica é não possuir rosca na porção proximal. c) Osteossíntese com placa e parafuso. Observar a utilização do parafuso de compressão através do orifício da placa.	39
Figura 2.7 – Classificação da AO para fracturas diafisárias do fémur	41
Figura 2.8 – Fractura cominutiva do terço médio do fémur. Fixação com placas e parafusos	41
Figura 3.1 – Placas de osteossíntese metálica e compósitas	45
Figura 3.2 – Esquema do dispositivo de ensaio segundo a norma ASTM F382-99.	46
Figura 3.3 – Modelo CAD do dispositivo de ensaios concebido	48
Figura 3.4 – Placa de osteossíntese e pormenor da malha de elementos finitos	49
Figura 3.5 – Zonas da placa mais susceptíveis de fractura (a vermelho)	49
Figura 3.6 – Campos de tensões von Mises e deslocamentos equivalentes	50
Figura 3.7 – Campos de tensões e deformações para o dispositivo superior	51
Figura 3.8 – Campos de tensões e deformações para o dispositivo inferior	51
Figura 3.9 – Evolução da deformação de uma placa de osteossíntese metálica.	52
Figura 3.10 – Curva força versus deslocamento para uma placa de osteossíntese metálica	53
Figura 3.11 – Tangentes à curva força versus deslocamento para determinar os parâmetros de resistência e rigidez	53
Figura 3.12 – Aspecto final de uma placa de osteossíntese metálica depois de ensaiada	53
Figura 4.1 – Pormenores da cirurgia <i>in vitro</i> de colocação de uma placa de osteossíntese em fémur fracturado.	59
Figura 4.2 – Desenho esquemático da fractura feita no fémur sintético e indicação dos níveis onde foram colocados os extensómetros	61
Figura 4.3 – Fotografia do fémur com placa e pormenor da fixação com parafusos	62
Figura 4.4 – Zonas da placa de osteossíntese onde foram colados os sensores de Bragg	63
Figura 4.5 – Relação entre a variação de comprimento de onda e a deformação	66
Figura 4.6 – Deformações no fémur nos diversos aspectos: intacto e com placa	67
Figura 4.7 – Deformações medidas na placa de osteossíntese	68
Figura 5.1 – Modelo virtual de estudo	76

Figura 5.2 – Modelo do fémur após rotação de 11° no plano frontal.....	76
Figura 5.3 – Condições fronteira e de carga.....	77
Figura 5.4 – Modelo femoral no dispositivo de ensaios e pormenor da fractura “óssea” ...	78
Figura 5.5 – Campo de tensões de von Mises nos vários aspectos do fémur com placa de aço.....	79
Figura 5.6 – Campo de deformações nos vários aspectos do fémur com placa de aço.....	79
Figura 5.7 – Pormenor da zona de fractura: a)tensões de von Mises, b) deformações segundo o eixo da diáfise.....	80
Figura 5.8 – Campo de tensões de von Mises nos vários aspectos do fémur com placa de PEEK-carbono .....	80
Figura 5.9 – Campo de deformações nos vários aspectos do fémur com placa de PEEK-carbono.....	81
Figura 5.10 – Pormenor da zona de fractura: a)tensões de von Mises, b) deformações segundo o eixo da diáfise.....	81
Figura 5.11 – Comparação das deformações no aspecto lateral .....	83
Figura 5.12 – Comparação das deformações no aspecto medial.....	83
Figura 5.13 – Comparação das deformações no aspecto anterior .....	84
Figura 5.14 – Comparação das deformações no aspecto posterior .....	84

## Índice de tabelas

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas da placa de osteossíntese usadas nas simulações numéricas .....	49
Tabela 3.2 – Valores médios dos parâmetros de resistência e rigidez obtidos das três placas de osteossíntese ensaiadas.....	54
Tabela 4.1 – Identificação dos locais onde foram colocados os extensômetros e os sensores de Bragg .....	62
Tabela 4.2 – Procedimento efectuado aquando dos carregamentos dos fêmures.....	64
Tabela 4.3 – Especificações do interrogador de FBF e experimental .....	64
Tabela 5.1 – Deformações obtidas por simulação e por experimentação com a placa de aço .....	82
Tabela 5.2 – Deformações obtidas por simulação e por experimentação com a placa de PEEK-carbono.....	82



## **Introdução: Motivação Biológica**

A biomecânica é uma área do conhecimento emergente em Portugal. O estudo da biomecânica das fracturas ósseas não permite dissociá-lo da biologia. As fracturas ósseas foram, e serão, sempre um problema de saúde com enormes repercussões socioeconómicas. O principal objectivo da fixação interna (veja-se exemplo na figura 1) é o de alcançar de forma imediata e quando possível a total funcionalidade do membro lesionado, com reabilitação rápida do paciente [1]. O conhecimento dos mecanismos de consolidação óssea pressupõe a sua análise à luz de conceitos biomecânicos e biológicos. A fixação interna implica uma abordagem de análise científica diferente da, por exemplo, prótese de anca ou do joelho. A fixação interna não pode substituir permanentemente um osso fracturado, mas deve fornecer o necessário suporte temporário. É sempre difícil saber até que ponto as necessidades mecânicas são mais prementes que as biológicas [1]. Cabe ao cirurgião seleccionar o implante mais adequado, que deve ser feito com base em evidências científicas de trabalhos publicados. Um aço inoxidável, mais rígido, pode ser desejável em determinada situação clínica; noutras poderá ser o titânio, nomeadamente na sua forma pura. As questões de biocompatibilidade devem ser tomadas em consideração. As questões biomecânicas prendem-se com o binómio resistência versus rigidez para uma melhor fixação óssea.

Os estudos biológicos e biomecânicos dos mecanismos de reparação de fracturas ósseas são de investigação científica de alguma complexidade. Os mecanismos associados à forma como os tecidos ósseos reagem à presença de dispositivos auxiliares no tratamento de fracturas não são totalmente conhecidos e, havendo algum grau de incerteza, tem levado ao estudo aprofundado desta temática. Às duas áreas atrás referidas é hoje comumente designada de mecanobiologia e tem havido grande incremento de investigação no estudo dos mecanismos de respostas biológicas à presença de implantes. Muitos estudos têm-se concentrado no estudo sobre a influência dos materiais, geometrias e sistemas de fixação dos implantes ao tecido ósseo, ou como estes permitem curas e terapêuticas mais eficazes. Na fixação de fracturas, o implante mais resistente ou mais rígido não é necessariamente o

ideal.

As placas de osteossíntese são dispositivos que permitem a fixação de fracturas ósseas e são normalmente feitas de uma liga metálica de rigidez material elevada. Aparentemente, é desejável que uma placa de osteossíntese possa transferir a carga às estruturas ósseas a ligar e permitir alguma micromobilidade para estimular a formação do calo ósseo. A amplitude dos movimentos é tema de alguma controvérsia, mas é opinião, mais ou menos generalizada, que placas menos rígidas são funcionalmente mais adequadas. Normalmente as placas de menor rigidez não apresentam resistência suficiente para transferir a carga. A osteossíntese restaura temporariamente a rigidez óssea, ao contrário, a consolidação da fractura restaura a mesma permanentemente [1].



Figura 1 – Fractura de um osso longo e fixação do mesmo com uma placa de osteossíntese [2].

A rigidez desempenha um papel fundamental em todo o mecanismo de consolidação da fractura óssea. De facto, uma placa de fixação deve ter uma rigidez que permita unicamente a micromobilidade dentro de valores fisiológicos de formação do tecido de reparação.

Actualmente, os materiais de eleição são os metais, ou ligas de metal, nomeadamente aço

inoxidável e titânio, pois apresentam elevada resistência, boa ductilidade e biocompatibilidade [3-7]. Os progressos ao nível da biocompatibilidade de certos compósitos levam-nos a crer no potencial destes para um desempenho funcional mais adequado que os metais. Nesta perspectiva, é com naturalidade o estudo de dispositivos de osteossíntese fabricados nestes materiais, que podem ter simultaneamente elevada resistência e baixa rigidez. Contudo, a determinação da rigidez material “óptima” pode ser tarefa árdua. Idealmente, as placas de osteossíntese deveriam ter a capacidade de variar a sua rigidez ao longo do tempo, adequando a mesma à variação de rigidez do osso neoformado.

O mecanismo de consolidação de uma fractura é complexo e envolve inflamação, crescimento, diferenciação de tecidos, ossificação e remodelação. Este processo acontece ao mesmo tempo em regiões diferentes da zona da fractura e é regulado pelas condições biomecânicas e vascularização local. A diferenciação de tecidos é iniciada por uma situação inicial de elevadas deformações. Uma pré-condição para a cura implica que a fractura esteja suficientemente estável para se processar a diferenciação do tecido e a formação do calo e consequentemente a formação de tecido ósseo [8-12].

A fixação interna permite a estabilidade mecânica do osso fracturado, permitindo também o suporte de carga, uso do membro afectado mais precocemente e a rápida cura óssea [13]. As placas ósseas têm como objectivo a imobilização da região da fractura, reduzir o espaçamento da mesma, permitir a cura óssea primária ou formação endosteal do calo ósseo [14]. De acordo com Ganesh et al. [14], os factores biomecânicos envolvidos na reparação de fracturas ósseas através de placas e parafusos são: (1) grau de contacto entre os ossos na região da fractura, (2) estabilidade dada ao osso fracturado no que diz respeito à redução dos movimentos na interface da fractura, e (3) necessário e suficiente stress shielding do osso na interface da fractura.

A selecção da fixação interna é baseada em múltiplos parâmetros, mecânicos, biológicos e clínicos, associados com cada paciente e fractura. Na selecção da fixação interna para reparar uma fractura, é necessário ter uma compreensão sobre as forças que geraram a fractura e as forças que são neutralizadas pela fixação necessárias para a optimização dos



mecanismos de reparação. Diferentes tipos de forças primárias (compressão, tracção, flexão, torção e corte) devem ser considerados na avaliação da fractura. Deve-se fornecer uma fixação mecânica rígida, minimizando o trauma cirúrgico [13].

As placas de elevada rigidez de aço inoxidável (por exemplo 316L) têm sido aplicadas na fixação de fracturas. A diferença de rigidez significativa entre a placa e o tecido ósseo, assim como as tensões de compressão que ocorrem na interface provocam distúrbios na vascularização e reabsorção óssea debaixo da placa, assim como perda de resistência a longo prazo [14]. Tem havido discussões consideráveis sobre este tema e muita controvérsia tem sido gerada sobre se as placas de menor rigidez melhoram o processo de cura de fracturas e previnem o enfraquecimento do osso devido ao efeito de stress shielding [ver por exemplo referências de 15 a 22]. Cordey et al. [23], através de uma análise teórica e usando a teoria da viga compósita com diferentes condições de carga demonstraram que o stress shielding, i.e. porosidade temporária precoce, é um mito. De facto, os autores mostraram que quando placas largas eram fixas a osso pequenos, a redução de deformações ósseas era exagerada; em contraste, usando placas de flexibilidade diferente (aço, titânio ou compósito de carbono) em ossos grandes provocavam redução de deformações de igual amplitude.

Os modelos numérico-experimentais podem dar alguma informação de base científica sobre a problemática das fracturas ósseas e sobre os seus mecanismos de cura. O conhecimento detalhado sobre os mecanismos de cura de fracturas ósseas pode auxiliar na concepção de práticas terapêuticas mais adequadas e, inclusivamente prever respostas dos tecidos após implantação de dispositivos biomédicos. Podem também estimular a investigação de implantes que possam ter capacidades de indução e controlo da rápida osteointegração através da modificação das superfícies ou da existência de novos biomateriais para obter respostas biológicas desejáveis. Alguns aspectos biomecânicos são difíceis, se não impossíveis de simular e investigar de forma *in vitro* [25]. Por exemplo, a cura de fracturas pode ser prevista usando modelos de elementos finitos. Contudo, este tipo de modelos apresentam desvantagens óbvias, uma vez que a exactidão de resultados depende das formas matemáticas escolhidas para representar uma dada realidade física e nas estratégias numéricas para as resolver [25]. As técnicas experimentais convencionais

também são afectadas pelos erros experimentais que podem mascarar o verdadeiro significado dos resultados. A integração de modelos numéricos com experimentais é certamente desejável, pois permite a concepção de ferramentas de projecto que podem ser usadas no projecto de novas placas de osteossíntese, ou na previsão de respostas ósseas a novas soluções projectuais de dispositivos de fixação de fracturas ósseas.

A dissertação, para além da introdução e das conclusões, inclui cinco capítulos. No primeiro capítulo, faz-se uma breve descrição da história do tratamento das fracturas ósseas, dando-se relevância aos tratamentos conservativos e mais radicais, sem esquecer a importância da AO no capítulo das patologias das fracturas. O capítulo dois é, essencialmente, de índole clínica, importante do ponto de vista da formação do conhecimento nesta área da medicina para melhor entender os pressupostos científicos desta dissertação. O capítulo três é dedicado à caracterização mecânica de placas de osteossíntese. Assim, para além de estudar a placa convencional de aço inoxidável, concebeu-se duas outras em materiais compósitos, potencialmente passíveis de serem aplicados na concepção e projecto de placas de menor rigidez para fixação de fracturas. A menor rigidez apresenta características interessantes do ponto de vista da transferência de carga entre a placa e a região óssea fracturada. O capítulo quatro é dedicado ao estudo experimental, onde se testaram diferentes placas em modelos com réplicas de fracturas em fêmures. Finalmente, no capítulo cinco faz-se a validação de um modelo numérico, com base nos resultados experimentais. Este modelo pode ser, futuramente, utilizado no âmbito da investigação relacionada com a problemática das fracturas ósseas.

## ***Bibliografia***

[1] – T. P. Ruedi e W. M. Murphy, “Princípios AO do tratamento de fracturas”, Artmed Editora S. A., Porto Alegre RS, Brasil (2002).

[2] – J. M. Kirkos, T. Beslikas, E. A. Kapras e V. A. Papavasiliou, 2000, “Surgical treatment of unstable diaphyseal both-bone forearm fractures in children with single fixation of the radius”, *Int. J. Care Injured*. 31, pp. 591-596 (2000).

- [3] – W. H. Akeson, S. L. Y. Woo, R. D. Coutts, J. W. Y. Matthews, M. Gonsalves e D. Amiel, “Quantitative histological evaluation of early fracture healing of cortical bones immobilized by stainless steel and composite plates”, *Clacif. Tiss. Res.* 19, pp. 27-37 (1975).
- [4] – L. Claes, “The mechanical and morphological properties of bone beneath internal fixation plates of differing rigidity”, *J. Orthop. Res.* 7, pp. 170-177 (1989).
- [5] – K. Klaue, I. Fengeles e S. M. Perren, “Long-term effects of plate osteosynthesis: Comparison of four different plates”, *Injury, Int. J. Care Injured* 31, S-B51 – S-B62 (2000).
- [6] – K. Klaue e S. M. Perren, “Unconventional shapes of the plate cross section in internal fixation: the trapezoid plate. Long-term study of bone reaction in sheep tibiae”, *Am. Acad. Orthop. Surgeons*, 56th Ann. Meet., 9-14 Feb., Las Vegas, p. 252 (1989).
- [7] – G. M. McCullen e S. R. Garfin, “Spine update: cervical spine internal fixation using screw and screw-plate constructs”, *Spine* 25, pp. 643-652 (2000).
- [8] – Lacroix, D., Prendergast, P. J., Li, G. and Marsh, D., “A biomechanical model to simulate tissue differentiation and bone regeneration: application to fracture healing”, *Medical Biology Engineering Computation*, **40**, 14-21 (2002).
- [9] – Prendergast, P. J., “Mechanics applied to skeletal ontogeny and phylogeny”, *Meccanica*, **37**, 317-334 (2002).
- [10] – Doblaré, M., García, J. M. and Cegoñino, J., “Development of an internal bone remodelling theory and applications to some problems in orthopaedic biomechanics”, *Meccanica*, **37**, 365-374 (2002).
- [11] – Prendergast, P. J., “Bone prostheses and implants”, in: Cowin, S. C. (ed.), *Bone Mechanics Handbook*, Ch. 35, CRC Press, Boca Raton (2001).

- [12] – Huiskes, R., van Driel, W. D., Prendergast, P. J. and Soballe, K., “Biomechanical regulatory model for periprosthetic fibrous tissue differentiation”, *Journal Material Science: Materials in Medicine*, **8**, 785-788 (1997).
- [13] – Stiffler, K. S., “Internal fracture fixation”, *Clinical Techniques Small Animals Practice*, **19**, 105-113 (2004).
- [14] – Ganesh, V. J., Dhanjoo, K. R. and Ghista, N., “Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates”, *BioMedical Engineering OnLine*, **4**, 46 (2005).
- [15] – Rand, J. A., An, K. N., Chao, E. Y. and Kelly, P. J., “A comparison of the effect of open intramedullary nailing and compression-plate fixation on fracture-site blood flow and fracture union”, *Journal of Bone and Joint Surgery A*, **63**(3), 427-442 (1981).
- [16] – Tencer, A. F. and Johnson, K. D., “Biomechanics in orthopaedic trauma”, *Bone fracture and fixation 1st edition*. Martin Dunitz (1994).
- [17] – Tayton, K. and Bradley, J., “How stiff should semi-rigid fixation of the human tibia be? A clue to the answer”, *Journal of Bone and Joint Surgery A*, **65**(3), 312-315 (1993).
- [18] – Dennis, R. C. and Vasu, R., “Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements”, *Journal of Biomechanics*, **1**(14), 63-70 (1981).
- [19] – Fujihara, K., Haung, Z., Ramakrishna, S., Satknanantham, K. and Hamada, H., “Performance study of Braided carbon/PEEK composite compression bone plates”, *Journal of Biomaterials*, **24**, 2661-2667 (2003).

- [20] – Ali, M. S., French, T. A., Hastings, G. W., Rae, T., Rushton, N. and Ross, E. R.S., “Carbon fiber composite bone plates”, *Journal of Bone and Joint Surgery B*, **72**, 586-591 (1990).
- [21] – Tonino, L., Davidson, C. L., Klopper, P. L. and Linclau, L. A., “Protection from stress in bone and its effects”, *Journal of Bone and Joint Surgery B*, **58**(1), 107-113, (1976).
- [22] – Amnon, F., Alan, J. Y. and Hans, K. U., “Improved fracture healing with less rigid plates”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **39**(3), 232-245 (1997).
- [23] – Cordey, J., Perren, S. M. and Steinemannz, S. G., “Stress protection due to plates: Myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory”, *Injury, Interantional Journal Care Injured*, **31**, 1-13 (2000).
- [24] – Viceconti, M., Cristofolini, I., Baleani, M. and Toni, A., “Pre-clinical validation of a new partiallycemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods”, *Journal of Biomechanics*, **34**, 723–731 (2001).
- [25] – Zhang, J., Jin, G. C., Meng, L. B., Jian, L.H., Wang, A. Y., Lu, S. B., “Strain and mechanical behavior measurements of soft tissues with digital speckle method”, *J Biomed Opt.*, 10(3): 000-000, 2005.

## **Capítulo 1 – História do tratamento de fracturas ósseas**

### ***1.1 Introdução***

As fracturas ósseas sempre constituíram fonte de investigação e a colaboração implicou, naturalmente, a clínica médica, os laboratórios de investigação e desenvolvimento e a indústria de dispositivos médicos. O estudo das fracturas ósseas, os cuidados de saúde de uma forma geral, teve enorme incremento no pós 2ª Guerra Mundial. Neste contexto, e devido à sua importância histórica, deve ser salientado o papel da AO (abreviatura da organização Suíça – Swiss Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) fundada em 1958 e que é uma associação para o estudo da fixação de fracturas internas (Association for the Study of Internal Fixation of Fractures – ASIF). Desde 1960 que a AO tem promovido o tratamento sistemático de uma grande variedade de fracturas ósseas e com a sua própria industrialização tem fabricado e comercializado placas, parafusos e instrumentos. Hoje, a AO é uma espécie de “international gold standard” na gestão mais diversificada das fracturas ósseas.

A fixação de ossos fracturados parece ser uma coisa óbvia de se fazer e não é surpresa que os seus tratamentos estão entre as técnicas mais ancestrais de que se tem conhecimento. As fracturas ósseas podem resultar de diferentes eventos. Os traumas de acidentes foram associadas a um domínio específico da medicina ao interpretá-los como naturais, e até certo ponto, inevitáveis. Quando os acidentes eram associados com a intervenção divina, a culpabilidade, a ignorância ou com o poder político, estes eram vistos como um problema para a religião, para o direito, para a educação ou para a política. Só quando foram isolados de tais conotações é que os resultados dos acidentes se tornaram um problema a ser resolvido por meios cirúrgicos.

Os acidentes rodoviários impulsionaram o desenvolvimento do tratamento das fracturas ósseas. Começando nos anos 30, o aumento dos acidentes nas estradas serviram como um argumento forte para o tratamento de fracturas e nos anos 50 os acidentes tornaram-se a

causa mais comum de fracturas mencionadas em casos clínicos históricos [1]. Nessa altura, o tráfico automóvel tornou-se num fenómeno em todos os países industrializados. Tal implicou que muitos países legislassem para evitar, entre outros aspectos da sociedade, o número de acidentes. Mesmo considerando todos os esforços feitos para prevenir os acidentes rodoviários, um certo número de casualidades era tolerado e inevitável. O dilema do tráfico era parte integrante de uma crise existencial da humanidade contemporânea.

É interessante verificar que em 1938, num artigo publicado pelo especialista de fracturas alemão, Martin Kirschner, a referência ao aumento do número de fracturas pelos acidentes nas estradas, mas, opunha-se veementemente à introdução de limites de velocidade. Argumentava que os limites de velocidade eram inconsistentes com as relações sociais, com o nosso bem-estar, nossa indústria, nossa agricultura, ou defesa militar, que era, para ele, da nossa inteira civilização e cultura. Para Martin Kirschner, os acidentes de estrada não eram só “eventos naturais essenciais” mas também “os ovos que têm que ser partidos para fazer as omeletas”. Com tais pontos de vista, Kirschner articulou o compromisso básico feito pelas modernas e industrializadas sociedades para promover a prevenção do dano até certo ponto, e consequentemente investir na reparação do dano. A dificuldade está em saber e determinar onde é o ponto de viragem, uma vez que tem que se equilibrar os interesses de diferentes grupos, que variam de acordo com o tempo e contexto nacional.

No contexto da cirurgia, os acidentes com necessidades de cuidados de saúde são vistos como doenças naturais. Assim, de acordo com este ponto de vista, um acidente, seja de trabalho, rodoviário ou desportivo, pode atingir qualquer tipo de pessoa sem qualquer ligação significativa com a sociedade ou pessoa atingida. As consequências de tais doenças ocorridas pertencem à responsabilidade da esfera da medicina, em que os cirurgiões têm a responsabilidade de combater a “moderna e monstruosa doença do trauma”.

Do mesmo modo, a sociedade também se tornou tolerante perante os acidentes desportivos, de tal modo que os seguros de saúde cobrem os seus tratamentos. Com o aumento de entusiasmo nos desportos, os campos de medicina desportiva e traumatologia desportiva foram estabelecidos como sub-especialidades. Interessantemente, também os acidentes domésticos passaram por um processo de naturalização na área da medicina.

No século XIX, os acidentes com os trabalhadores e as suas repercussões eram vistos como um problema. Como a medicina moderna em geral, o aumento do tratamento de fracturas foi associado à criação da segurança de saúde nos países ocidentais industrializados. A introdução da mesma afectou todos os serviços médicos; seguros de acidentes eram especialmente associados com o tratamento de fracturas. No início do século XX, virtualmente todos países industrializados na Europa e na América do Norte instituíram, de alguma forma, um seguro de saúde para os trabalhadores industriais.

Neste contexto, o tratamento de fracturas assume especial relevância e os cirurgiões tinham a tarefa de lidar com as consequências dos acidentes que não poderiam ser objecto de prevenção através de medidas de segurança. Por exemplo, nos Estados Unidos, nos anos antes da 1ª Guerra Mundial, surgiu o primeiro programa para o tratamento de acidentes industriais de uma empresa, a US Steel Corporation (antes Carnegie Works) de Pittsburgh, Pennsylvania. O seu director, William O'Neill Sherman foi pioneiro na osteossíntese, e o hospital da empresa tornou-se rapidamente reconhecida pela qualidade dos tratamentos de saúde na área da traumatologia.

No período entre guerras, foram estabelecidas muitas unidades de traumatologia em diferentes países [1]. O objectivo dos seguros de acidentes consistia em dar às vítimas de acidentes recursos financeiros durante o período de tratamento e em casos de invalidez permanente. Este facto implicou que as companhias de segurança controlassem a prática dos cirurgiões. Assim, os cirurgiões tinham que informar das suas práticas cirúrgicas aos advogados. Tinham, através de tabelas e gráficos, e com números e percentagens, e de modo estatístico, mostrar os custos e benefícios dos tratamentos. Deste modo, a prática e desempenho dos cirurgiões era medido estatisticamente em termos de poupanças económicas que resultavam da prevenção da incapacidade de longo prazo.

Os cirurgiões usavam argumentos económicos para obter melhores condições para o tratamento de fracturas. Nomeadamente, através de cálculos de como poderiam poupar ao instituir melhores meios de tratamento. Por exemplo, Böhler foi capaz de convencer uma companhia de seguros austríaca a dar-lhe um hospital para acidentados [1]. Através de



dados estatísticos da própria empresa, conseguiu uma redução de custos referentes a pensões e tratamentos entre um terço a dois terços. De facto, como referiu Ernest Hey-Groves “... o tratamento de fracturas não é unicamente um problema científico ou uma actividade filantrópica, mas também um propósito de negócio.”.

Durante o século XX a economia consistiu num argumento chave na traumatologia. Os cirurgiões justificavam as suas opções para o melhor tratamento de fracturas, calculando as vantagens possíveis para a economia nacional e chamando a atenção para as desvantagens dos grandes períodos de convalescença e invalidez permanente. Alguns estudos de natureza comparativa sobre diferentes métodos de tratamento de fracturas regularmente incluíam uma secção sobre os custos a longo prazo da ausência do trabalho e custos de pensões, e descrições típicas de tratamentos bem-sucedidos que permitiram o regresso ao trabalho do paciente [1]. Em 1983, um traumatologista americano evidenciou que o trauma era a principal causa de mortes dos americanos com idades entre 1 e 38 anos, e para cada morte devido a trauma havia pelo menos dois casos de invalidez permanente.

O tratamento de fracturas nem sempre foi o principal interesse cirúrgico. Como os acidentes eram a grande fonte de tratamentos, as vítimas de acidentes não eram, tradicionalmente, clientela para os cirurgiões. Paradoxalmente esta tendência foi reforçada pelo progresso da cirurgia. Os cirurgiões começaram a ter acesso a áreas do corpo que nunca tinham atingido antes; outros campos da cirurgia estavam a tornar-se mais atractivos. De acordo com Böhler, o seguro de acidentes surgiu na altura em que a maioria dos cirurgiões perdera o interesse nos traumas. A cirurgia traumatológica foi “empurrada” para trás e as fracturas tornaram-se impopulares, normalmente relegadas para os cirurgiões mais novos. Este esmorecimento também foi acompanhado com a falta de financiamentos.

O desenvolvimento dos seguros de acidentes, que trouxe novas técnicas de tratamento de fracturas, começou gradualmente a restabelecer o interesse cirúrgico no tratamento de fracturas durante o decurso da primeira metade do século XX. A 2ª Guerra Mundial com grande número de soldados traumatizados promoveu o interesse no tratamento de fracturas, e ao mesmo tempo permitiu condições favoráveis para a sua reorganização. O tratamento sistemático de fracturas era agora visto como uma solução praticável para um problema

relevante, atraindo recursos materiais e intelectuais, e rapidamente a exigência de tratamento sofisticado de fracturas emergiu [1].

## ***1.2 Tratamento Conservativo de Fracturas***

O problema técnico do tratamento de ossos partidos era feito de diversas formas, incluindo alguns conceitos hoje obsoletos como a cola óssea e a massagem do membro afectado. De um modo geral, dois tipos de tratamentos distintos eram usados: técnicas conservativas como o gesso e tracção, não sendo necessário a cirurgia, e o tratamento por cirurgia da fractura usando a osteossíntese.

Tradicionalmente, ossos partidos eram tratados por alinhamento das pontas partidas e fixação do membro afectado até a ocorrência da cura. O gesso, que foi introduzido nos meados do século XIX, era considerado viável e uma forma conveniente de tratar fracturas e rapidamente destronou outros métodos alternativos. A fixação através de gesso permitia a cicatrização da fractura, mas o preço da imobilização era elevado: as articulações tornavam-se rígidas, os músculos laxados e às vezes o organismo era adversamente afectado.

Estes problemas foram abordados por Lorenz Böhler, que em 1920 se tornou na autoridade com maior influência no campo do tratamento de fracturas ósseas. Ele tinha desenvolvido um método sistemático de abordagem que mais tarde aplicou no seu hospital numa unidade militar que lhe permitiu grande controlo e disciplina sobre os pacientes e pessoal auxiliar (figura 1.1). O seu sistema de tratamento funcional de fracturas era baseado em três princípios: reunião, imobilização e exercício activo [1]. Tal quer dizer que os fragmentos dos ossos tinham de ser ligados adequadamente, usando, se necessário a tracção. A imobilização era frequentemente conseguida através de gesso, às vezes com tracção contínua, e ocasionalmente por fixação interna. Durante o período de imobilização da fractura era impreterível o exercício físico do resto do corpo, excepto para a parte imobilizada. O sucesso do sistema de Böhler dependia da correcta aplicação do gesso. Quando a sua metodologia era ignorada, eram frequentes as complicações e as fracturas.

Para evitar fracassos, Böhler sujeitou o seu pessoal a uma supervisão muito severa, obrigando-os a intenso treino.

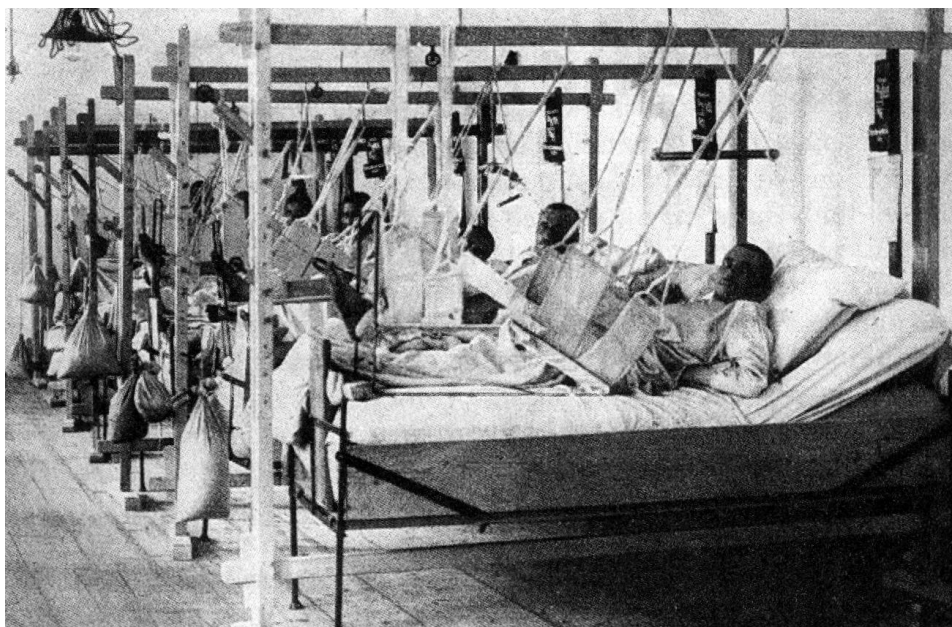


Figura 1.1 – Tratamento sistemático e conservativo de fracturas: a designada “sala do fémur” no hospital militar de Lorenz Böhler durante a 1ª Guerra Mundial.

Para além do gesso, a tracção de ossos era o principal meio de imobilização de fracturas no conceito de tratamento funcional das mesmas. Consistia em puxar o membro afectado numa direcção que levava ao realinhamento dos ossos partidos e depois mantendo a tracção através de um dispositivo, normalmente através de pesos. Neste processo, desenvolvido no início do século XX, era possível manter as funcionalidades das articulações adjacentes e dos músculos através do exercício, mantendo ao mesmo tempo os fragmentos dos ossos nos seus lugares.

Entre os métodos conservativo e operativo, existe uma posição intermédia da técnica da fixação externa. Na fixação interna são colocados parafusos e porcas para fixar os fragmentos dos ossos através da pele e ligados a um dispositivo de fixação (o fixador externo) fora do corpo, com tirantes. Embora o princípio tenha sido aplicado esporadicamente no passado, esta forma de dispositivo foi usado pela primeira vez em 1890. É interessante verificar que grande maioria dos cirurgiões que usam a osteossíntese também desenvolveram alguma forma de fixação externa como alternativa.

### ***1.3 Racionalização e Estandardização***

Foi a introdução sistemática dos métodos de tratamento conservativo que implicou um novo grau de estandardização e racionalização no tratamento das fracturas. Não sendo, na altura, uma novidade, os esforços de estandardização das técnicas cirúrgicas remonta ao século XIX, quando os cirurgiões expandiram os tratamentos a outras regiões do corpo. De facto, a estandardização era uma tendência generalizada numa sociedade moderna: Na indústria, por exemplo, o aumento significativo de tamanhos e de escalas implicou a estruturação, uniformização e eficiência. Esta tendência também foi evidente na medicina: aplicação de ordem, uniformidade e experiência na gestão médica como parte de um maior movimento de racionalização no final do século XIX. No após 1ª Guerra Mundial, Harry Platt da Grã-Bretanha aplicou na prática civil as lições aprendidas durante a guerra sobre o tratamento das fracturas. Separava os pacientes de acordo com o tipo de fractura, assegurava-lhe o tratamento e pós-tratamento, sendo o processo supervisionado por peritos [1]. Os peritos em fracturas foram os pioneiros na sistematização da medicina.

### ***1.4 Os Inícios da Osteossíntese***

Ao longo dos anos, os cirurgiões tornaram os tratamentos de fracturas em formas cirúrgicas por duas razões principais [1]: primeiro, em casos particulares, como as fracturas do colo do fémur, a fixação interna era o único tratamento efectivo; e segundo, para alguns cirurgiões a osteossíntese aparentava ser a melhor solução em termos de restauração anatómica e funcional. As formas mais primitivas de osteossíntese consistiam em ligar os fragmentos de osso partido com arame metálico, quer por meio de sutura ou através de fios de cerclage.

O primeiro livro dedicado à fixação interna foi publicado em 1870 [1]. O seu autor, o cirurgião chefe da marinha francesa, L. J. B. Bérenger-Féraud, recomendava o uso da fixação interna para fracturas expostas, que são mais sujeitas a infecções, e para ligações

que não poderiam ser tratadas com sucesso de outras formas. Por esta altura, a fixação interna começou a ser um procedimento cirúrgico seguro graças ao sistema anti-séptico de tratamento de feridas de Joseph Lister. Protegido pelo sistema anti-séptico anticéptico e mais tarde por assepsias, que era baseado na prevenção escrupulosa de contacto da ferida com qualquer coisa que não estivesse esterilizado, um número de cirurgiões tentaram diferentes procedimentos de fixação interna. Contudo, para a maioria dos cirurgiões, o perigo de infecção era largamente superior aos possíveis benefícios da operação [1].

Mesmo assim, no período antes da 1ª Guerra Mundial a osteossíntese começou a atrair o interesse dos cirurgiões nos países de língua alemã e em França, Bélgica e América. Estava na agenda do cirurgião o melhoramento do tratamento das fracturas devido a duas recentes invenções. O diagnóstico por raio-X e os exames das companhias de seguros das fracturas dos pacientes revelaram sérias deficiências nos métodos conservativos e operativos contemporâneos do tratamento de fracturas.

Na Inglaterra, o método operativo teve no famoso cirurgião William Arbuthnot Lane, no Guy's Hospital em Londres, o seu maior defensor. Lane deduziu o seu método de tratamento de fracturas da sua filosofia geral acerca de relação entre movimento e estrutura do esqueleto. Em 1909 inventou a sua famosa placa (placa de Lane), que se tornou no seu dispositivo de fixação preferido, descrito no seu segundo livro em 1914 sobre a osteossíntese (figura 1.2). As placas de Lane tornaram-se equipamento estandardizado em muitos hospitais e aparecem sob a forma de figuras em muitos livros.

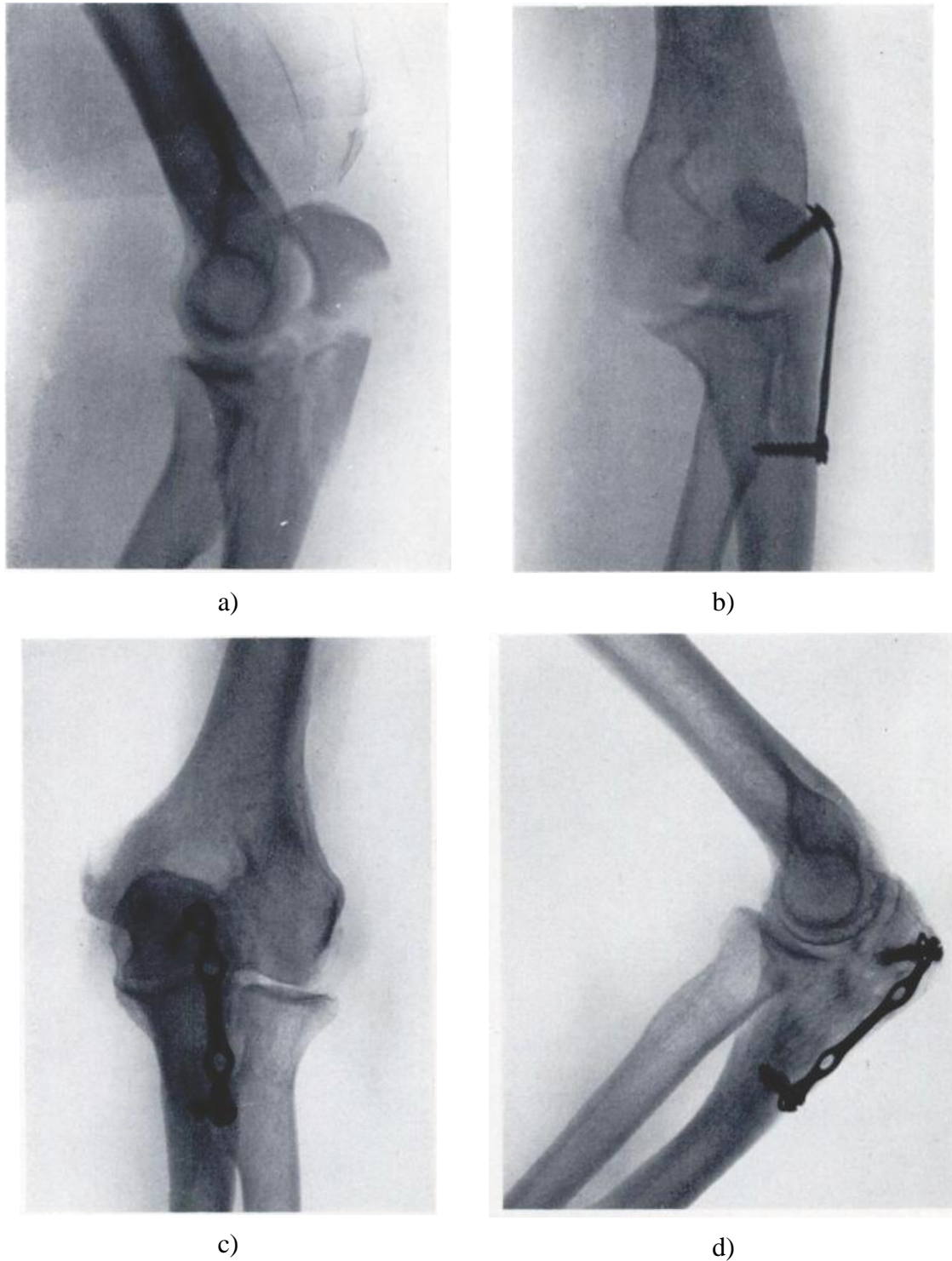


Figura 1.2 – Fixação de uma fractura com uma placa de Lane, a) antes da cirurgia; b) depois da cirurgia (25/09/1912); c) e d) aspecto após mais de 45 anos [2]

Contudo, no campo do tratamento de fracturas a fama não é equivalente a aceitação. De facto, muitos livros só citam a técnica de Lane porque era difícil reproduzir o sucesso que Lane conseguia com ela. Ele era meticoloso com cada detalhe técnico, usando um método

sofisticado de “no touch” (sem tocar) para evitar a infecção do sítio da fractura, enquanto outros, que julgavam seguir o seu mestre, eram menos meticolosos. Consequentemente, os seus resultados eram menos favoráveis e catastróficos devido às frequentes infecções ósseas.

Outro eminente proponente da osteossíntese no início do século XX foi Albin Lambotte da Bélgica. Tal como Lane, ele também usou a técnica “no touch” e era admirado pelo facto das suas luvas brancas manterem-se sem marcas, mesmo após uma complicada cirurgia. Tal como a técnica de Lane, a de Lambotte não era de fácil cópia. Lambotte publicou dois livros sobre a sua experiência relativa à osteossíntese em 1907 e 1913. É no subtítulo do seu primeiro livro que aparece pela primeira vez a palavra “osteossíntese”.

Foi através de William O'Neill Sherman que se espalhou pelos Estados Unidos a osteossíntese. Sherman era adepto das placas metálicas com parafusos porque eram fáceis de aplicar e permitiam a redução anatómica das fracturas, mas mantinha-se insatisfeito com a qualidade dos implantes. Como cirurgião da Carnegie Steel Company, estava numa posição ideal para investigar diferentes ligas metálicas e usá-las para o fabrico de dispositivos médicos de acordo com princípios de engenharia. Em 1912, seis anos depois de Henry Ford ter descoberto o aço vanádio usado nos carros modelo T, Sherman descreve placas feitas desta liga metálica que “dobrava sem partir”. Estas placas foram utilizadas com parafusos do mesmo tipo de material e encaixavam com exactidão nos furos das mesmas, tendo criado implantes perfeitamente standardizados. O trabalho de Sherman representou uma nova sensibilidade para o material e projecto de equipamento de osteossíntese, e em 1914 as suas placas eram recomendadas pela Fracture Committee of the American College of Surgeons [1].

A maior figura britânica, sucessor de Lane, no tratamento operativo de fracturas foi Ernest W. Hey-Groves de Bristol. Em 1914, num artigo sobre o tratamento operativo de fracturas, que era baseado em numerosos testes em animais e extensos dados clínicos, criticou a profissão de cirurgião pelo seu espírito conservador e céptico, mesmo tendo em consideração os progressos feitos nas técnicas de osteossíntese.

Após a 1ª Guerra Mundial, a fase do criativismo e optimismo experimental e depois da introdução da anti-sépsis e assepsias, foi reduzida a osteossíntese pelo regresso generalizado aos métodos de tratamento fechado de fracturas. Tornaram-se desfavoráveis as placas e parafusos metálicos no tratamento de fracturas. Esta foi a fase do gesso e tratamento de tracção de Böhler e Reginald Watson-Jones de Liverpool. Tal como Böhler, Watson-Jones advogou o tratamento não operativo de fracturas e criticou a aplicação liberal da osteossíntese, o que limitou o seu uso.

Quando o interesse pela osteossíntese surgiu nos finais de 1930, havia basicamente três áreas onde ocorreram novos desenvolvimentos: o tratamento de fracturas da anca, fixação intramedular de osso longos, e o uso de pressão na fixação com placas [1].

### ***1.5 Os Primeiros Tratamentos Estandarizados***

As fracturas do colo do fémur eram na altura um problema sem solução para os cirurgiões. Os casos mais problemáticos destas fracturas comuns eram aqueles cujas fracturas ocorriam na parte intracapsular medial do pescoço femoral. Por razões mecânicas, estas fracturas não poderiam ser imobilizadas sem a fixação interna. Algumas tentativas de fixá-las através de parafusos, porcas e cavilhas de metal, marfim ou osso, foram feitas em meados do século XIX, mas não se tornaram num procedimento cirúrgico estandarizado.

A primeira técnica de fixação da fractura do colo femoral, aceite de uma forma geral, foi desenvolvida por Marius Nygaard Smith-Peterson em Boston em 1925. Alterando os dispositivos da altura, criou uma espécie de cavilha com uma secção transversal em forma de “Y”. Esta cavilha “triflangeada” (*triflanged*) permitiu uma fixação estável da cabeça do fémur sem efeitos sobre o fornecimento de sangue. A estabilidade obtida com a cavilha de Smith-Peterson fez com que a imobilização pós-operatória se tornasse obsoleta, porque os exercícios com o membro fracturado eram imediatamente feitos. Smith-Peterson publicou os resultados deste método em 1931 e, de acordo com os comentários contemporâneos, estabeleceu a confiança dos cirurgiões na técnica da cavilha para as fracturas da anca [1]. A cavilha de Smith-Peterson tornou-se o protótipo de vários e similares dispositivos. Por



volta de 1940 a técnica da cavilha para o pescoço femoral tornou-se como referência como um tratamento regular.

O segundo método da fixação interna que se estabeleceu foi a cavilha intramedular, ou a fixação de ossos longos pela inserção de um dispositivo de estabilização dentro do canal medular (a cavidade interior de longos ossos contendo a medula óssea). A ideia não era nova; no início da segunda metade do século XIX os cirurgiões relataram a colocação de todo o tipo de hastes ou cavilhas feitas de metal, marfim e osso para esse propósito. Mas só em 1930 é que foi desenvolvida uma técnica de cavilhas intramedulares viável e estandardizada. O seu mentor foi o cirurgião alemão Gerhard Küntscher. Foi objectivo recolocar a forma anatómica original do osso partido de forma estável e suficiente para o exercício imediato. A figura 2 ilustra imagens documentadas por Lorenz Böhler em 1938 sobre o uso de cavilhas na fixação de fracturas do colo do fémur.

O princípio mecânico da técnica de Küntscher consistia na fixação do sítio da fractura através da colocação da cavilha em contacto com o canal do fémur. Tal como Smith-Peterson, Küntscher usava uma cavilha triflangeada que permitia estabilidade rotacional pela pressão exercida sobre as paredes do osso. Com este tipo de cavilha, a irrigação sanguínea não era afectada relativamente a outro tipo de cavilhas. Acresce ainda o facto de não haver a necessidade de abrir a região da fractura, uma vez que a cavilha era introduzida numa região longe da zona fracturada.

Em 1940, num congresso alemão de cirurgiões, Küntscher relatou os resultados de doze casos de fracturas do fémur tratados com o seu método. Embora com algum cepticismo inicial, a técnica de Küntscher foi geralmente aceite e durante a 2ª Guerra Mundial foi adoptada pelo exército alemão. No início dos anos 1950, as cavilhas intramedulares na fractura do fémur tornaram-se estandardizadas no mundo do inglês falado, mas a sua aplicação a outros ossos era tão controverso como nos países de língua alemã e francesa.

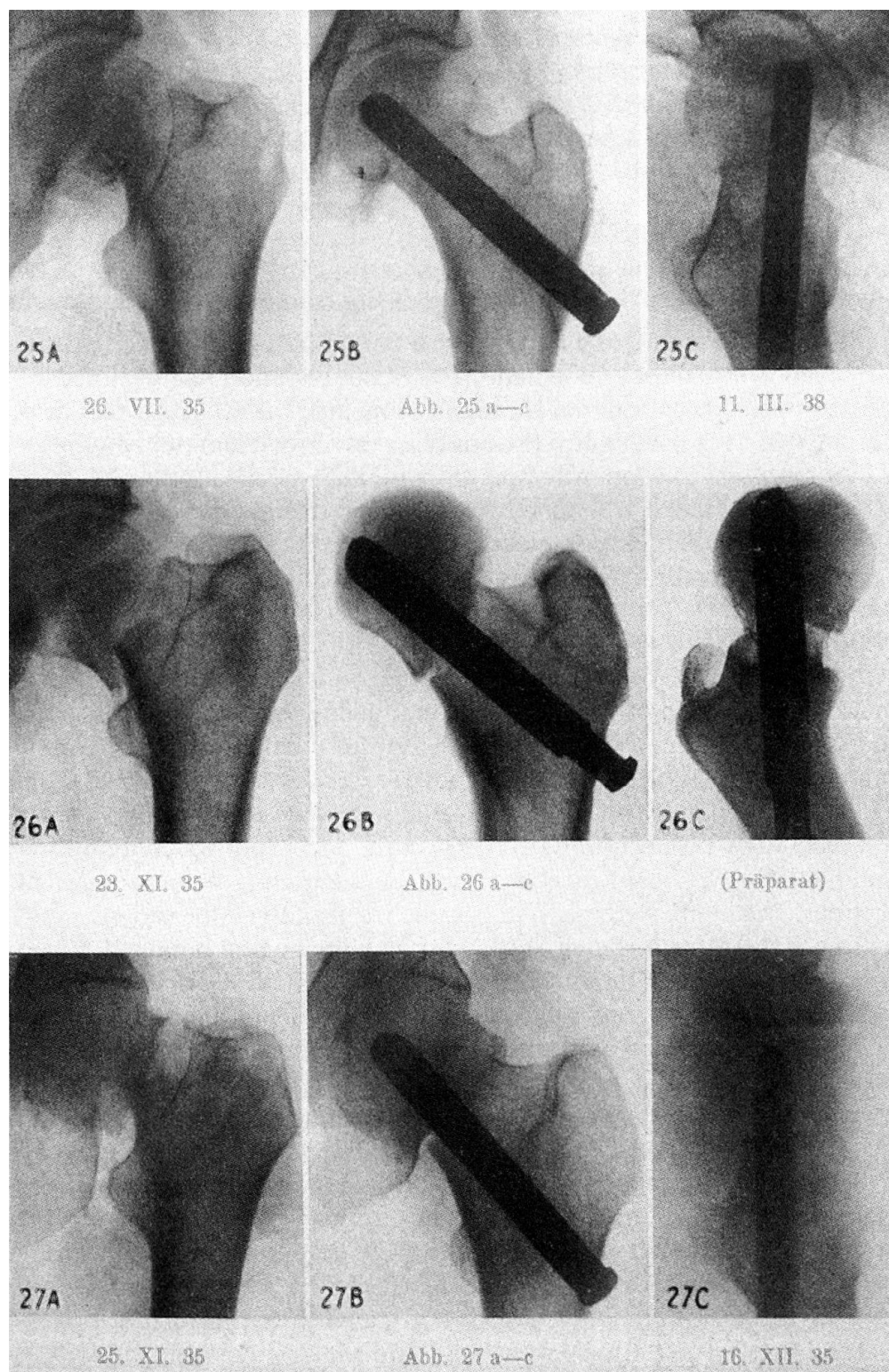


Figura 1.3 – Fixação de fracturas do colo do fémur com cavilhas [1]

## ***1.6 Placas de Compressão***

Pelos meados do século XX, as placas ainda eram utilizadas. A mudança mais significativa estava no desenvolvimento de novas placas que pudessem aplicar pressão na zona da fractura. Havia uma série de placas, algumas baseadas no conceito da pressão dinâmica. Alguns cirurgiões consideravam essas placas como um problema porque a compressão não podia ser controlada. Nesse sentido, foram fabricadas placas que permitiam adequar a quantidade de pressão sobre a fractura. Em 1956 George W. Bagby da Mayo Clinic introduziu o sistema de placas de compressão baseadas na combinação de furos ovais com parafusos com cabeça com geometria adequada. Os parafusos permitiam aquando da fixação da placa produzir compressão na região da fractura.

Uns anos antes, Robert Danis inventou um sistema de placas de compressão estática. Era constituído por uma placa metálica que continha um mecanismo que colocava pressão na fractura com o auxílio de um parafuso adicional. O sistema de Danis permitia simultaneamente enorme imobilização e compressão axial, que poderia ser ajustada, assegurando alguma exactidão de forma permanente. No seu livro de 1949, “Théorie et pratique de l’ostéosynthèse”, Danis definiu três resultados a obter com a osteossíntese: primeiro, estabilidade suficiente para permitir imobilização imediata e actividade dos músculos na região e na vizinhança das articulações; segundo, a restauração do osso à sua forma normal; e terceiro, a união dos fragmentos dos ossos sem a formação usual de um calo ósseo (callus) exagerado.

Juntamente com o risco de infecção, a falta de estabilidade era o principal factor apontado por aqueles que criticavam o uso da osteossíntese. Os defensores da osteossíntese como Danis e Lambotte argumentavam que as suas técnicas de fixação deviam de ser aplicadas de tal forma que o osso se tornava resistente, suficiente para permitir os exercícios pós-operativos; adicionalmente, a imobilização com gesso “roubava” as vantagens da técnica.

O facto de muitos cirurgiões não conseguirem obter a desejada imobilização para o tratamento auxiliar através de exercícios físicos, foi uma das razões para a rejeição da fixação interna. Normalmente os fragmentos da fractura eram mantidos no lugar através

das placas e parafusos quando era aplicado gesso para a sua imobilização. Em 1957 Watson-Jones rejeitou o termo “fixação interna” porque achava que a osteossíntese nunca permitiria a imobilização, mas somente a colocação correcta dos fragmentos.

Nos finais de 1950 o uso de placas de osteossíntese entrou em declínio, principalmente porque as cavilhas intramedulares mostravam-se mais eficazes na obtenção dos resultados desejados. Mais uma vez, surge uma corrente contra o tratamento operativo. Com a excepção da cavilha intramedular e do colo do fémur, as placas de osteossíntese não tinham lugar no repertório do tratamento de fracturas. Em meados de 1950 através de Böhler na Áustria e Watson-Jones em Inglaterra, “autoridades” no tratamento de fracturas, levaram o tratamento conservativo a um nível de sofisticação que dificilmente poderia ser ignorado. Ambos recomendavam a fixação interna para casos em que não poderiam ser tratados por outros meios alternativos.

### ***1.7 Uma Técnica para Mestres***

É espantoso como o entusiasmo inicial sobre um novo método de osteossíntese tornou-se numa enorme desilusão. Aparentemente, a aplicação da técnica por muitos cirurgiões sem o treino adequado levou a um número significativo de insucessos. Desde o início que a técnica da osteossíntese era vista como uma técnica difícil. Tal como escreveu Roger Cooter, os maus resultados era um problema sério num campo onde o resultado era óbvio para toda a gente: não tanto como noutras áreas da medicina cirúrgica, a evidência de incompetência na ortopedia era visível – um caso isolado de uma má ligação apresentava-se como grande potencial para arruinar a reputação do cirurgião [1].

Em 1912 uma comissão da British Medical Association analisou o tratamento operativo de fracturas e considerou-o como benéfico em princípio, insistindo contudo de que não era um método para ser aplicado por cirurgiões menos experientes. Um cirurgião alemão, Fritz Steinmann assumiu em 1927 que nunca utilizaria a fixação interna por ser uma técnica muito difícil e de elevado risco. Na edição de 1929 do livro de Böhler, este afirma que a introdução da fixação interna foi o desenvolvimento mais desastroso no tratamento de

fracturas e considera a mesma como a responsável pela morte e permanente imobilização de milhares de pacientes. De acordo com uma estimativa dele, só muito poucos cirurgiões eram capazes de utilizar, com sucesso, a osteossíntese de um modo regular.

Muitos comentadores na época também enfatizavam a necessidade indispensável de equipamento de elevada qualidade. Em 1947, de acordo com Venable e Stuck, cirurgiões americanos, era melhor não fazer a cirurgia se não houvesse assistentes competentes e equipamento adequado do que fazê-la deficientemente. Contudo, o enfoque estava no procedimento e não na qualidade do material. Um estudo americano concluía em 1954 que “se for um mau cirurgião, pode dar-lhe o melhor equipamento do mundo que mesmo assim obterá elevada percentagem de insucessos”.

Böhler também via na impossibilidade de equipamento de elevada qualidade como parte do problema. Na sua opinião, o perigo era enorme, tendo apelidando-os de hospitais hipermodernos (*übermodern*) onde os equipamentos técnicos de elevada qualidade eram uma regra. Segundo argumentava, ninguém era capaz de adquirir o conhecimento e a prática adequada para usar toda a variedade de equipamentos que muitos hospitais tinham que ter disponíveis, incluindo os de Lane e Lambotte. Segundo o mesmo, a utilização de equipamento resultava num risco de elevada mortalidade, que só poderia ser diminuído quando os equipamentos especiais e complicados fossem retirados.

Era usual para os cirurgiões que tinham inventado ou melhorado um determinado dispositivo médico atribuir os fracassos à falta de experiência dos seus pares. O problema generalizado de falta de experiência e competência também afectou os resultados da cavilha de Küntscher. Embora a sua técnica tenha evidenciado bons resultados e aparentemente isenta de riscos, depois de 1943, muitos cirurgiões começaram a relatar cada vez mais casos de insucessos. Foram relatados casos sérios de infecções, amputação e mesmo morte após colocação da cavilha. Küntscher avisou os seus pares que o encavilhamento intramedular deveria ser feito somente por cirurgiões que tinham todo o instrumental e treino adequado e necessário. Casos similares também aconteceram com outros inventores cirurgiões, como Danis, que rejeitou quaisquer responsabilidades nos insucessos com o seu sistema de placas. Culpabilizou a insuficiência de treino e falta de

preparação dos cirurgiões. Embora as vantagens de uma boa fixação interna seja óbvia, os riscos eram enormes quando realizadas por cirurgiões mal preparados.

### ***1.8 A Filosofia AO***

Num encontro em Março de 1958, Maurice Müller anunciou os três principais objectivos no tratamento da osteossíntese: restauração da forma anatómica dos ossos fracturados para permitir a normal funcionalidade; reabilitação funcional através do exercício dos músculos adjacentes e articulações após a cirurgia; e a fixação primária da fractura sem a formação do calo [1]. Estes foram os princípios básicos das teorias, práticas e ferramentas que se tornaram particulares para a AO, tendo sido apelidado de “filosofia AO” para os doutores da AO, cientistas e fabricantes. Outras partes da abordagem específica da AO incluíam a documentação e standardização sistemática das técnicas e dispositivos.

Os motivos que levaram Maurice Müller a organizar o programa foi o estado insatisfatório do tratamento das fracturas na altura. A imobilização a longo prazo nos tratamentos conservativos e da dor frequentemente causavam dano secundário irreversível das fracturas dos pacientes. Partir um osso frequentemente levava à invalidez a longo prazo, mesmo que o mesmo tenha sido curado. Em meados de 1950 a SUVA, companhia estatal Suíça de seguros de acidentes, pagava pensões de invalidez para cerca de 40% dos seus pacientes com fracturas nos membros inferiores devido a dano permanente. A doença da fractura era uma das complicações. Na doença da fractura, o osso do membro lesionado perde a sua substância óssea (osteoporose), há perda de musculatura, há a formação de tecido fibroso nas articulações e entre os espaços dos músculos, levando à redução de amplitude de movimento. Esta complicação poderia, segundo Müller, ser prevenida pela combinação de uma fixação efectiva com exercícios pós-operação. O objectivo de todas as medidas sugeridas por ele era a reconstrução funcional perfeita. Portanto, não era propriamente a cura da fractura, mas sim a qualidade da cura relativamente à funcionalidade a longo prazo do membro afectado.

A reabilitação traumática tinha sido um assunto primário, pelo menos, no período entre guerras mundiais. A reconstrução funcional era o objectivo primário perseguido por Lorenz Böhler com a maioria dos meios conservativos e por Robert Danis com a sua técnica das placas de osteossíntese de compressão. Müller achava que era possível com a técnica de Danis obter o mesmo que Böhler pretendia obter com a sua técnica.

Müller também adoptou os seus três objectivos – reconstrução anatómica, reabilitação funcional e cicatrização óssea primária – de Danis [1], tendo inclusivamente usado as mesmas palavras de Danis no seu livro de 1949, que para obter um tratamento pós-operativo funcional, o local da fractura tinha que se tornar num bloco estável. A manutenção da estabilidade durante o processo de cicatrização poderia ser obtida através da aplicação de pressão na fractura usando cavilhas intramedulares, parafusos ou placas de compressão. Numa “fixação de osteossíntese estável” não eram necessários quaisquer tipos de fixação externa adicional. Neste caso não seria necessário nem gesso nem dispositivos de tracção e os pacientes conseguiam exercitar mais facilmente os músculos e articulações. Os cirurgiões da AO não foram os primeiros a abandonar o método de imobilização através de gesso, uma vez que, na altura, era um passo radical.

Era evidente que ao “montar” esta filosofia, a AO adoptou e melhorou os conceitos existentes.

## ***Bibliografia***

[1] – Schlich T. “Surgery, Science and Industry – A revolution in Fracture Care, 1950s-1990s. Science, Technology and Medicine in Modern History”, Palgrave Macmillan, Macmillan Press Ltd (2002).

[2] – J. M. Kirkos, T. Beslikas, E. A. Kapras e V. A. Papavasiliou, 2000, “Surgical treatment of unstable diaphyseal both-bone forearm fractures in children with single fixation of the radius”, *Int. J. Care Injured*. 31, pp. 591-596 (2000).

## **Capítulo 2 – Tipos de fracturas ósseas e dispositivos de fixação**

### ***2.1 História do tratamento das fracturas***

Falar de fracturar ósseas e respectivos dispositivos de fixação é também falar um pouco da história da traumatologia. Podemos afirmar que já o homem primitivo tinha noções básicas de traumatologia. Esta evidência é observada não só em pinturas rupestres, onde por exemplo se regista ausência de dedos, bem como em determinados fósseis onde se observa a cicatrização de fracturas que indiciam uma imobilização de modo a que houvesse consolidação óssea. Adicionalmente a história mostra a existência de vários crânios em que é nítida a cicatrização. Esta situação evidencia que o sujeito viveu durante algum tempo depois do trauma ou de uma eventual intervenção cirúrgica.

Os egiptólogos dão-nos também uma longa lista de evidências, nomeadamente através de múmias, pinturas, e hieróglifos. Estudos têm mostrado que se tem aprendido muito destas observações reportando factos de que o homem sofreu patologias em relação a deformidades congénitas, tuberculose, luxações traumáticas e outras. Essas patologias são consideradas análogas às que ocorrem nos nossos dias. É interessante citar achados de talas feitas de bambu, madeira ou junco amarradas com linho.

Há achados que enriquecem a investigação do tratamento de fracturas. Por exemplo, o recurso de muletas é ilustrado numa gravura de 2830 a.C., no portal da tumba de Hirkouf. O papiro de Edwin Smith, encontrado em 1862, mostra que há cerca de 3000 anos no Egipto já se descrevia como proceder perante a redução de uma luxação de mandíbula, sinais de torcicolo e o tratamento de uma fractura de clavícula, entre outros. Nesse papiro, os traumas aparecem divididos em três grupos: os que deveriam ser tratados, os que deviam ser combatidos, e os que não seriam tratados.

São os gregos a dar uma perspectiva científica à medicina e a relatar minuciosamente os seus achados e aperfeiçoamentos. É na obra *Corpus Hippocraticus*, obra que na sua



maioria é do chamado pai da medicina, Hipócrates (460-377 a.C.), onde se encontra uma abordagem científica e sistemática. Alguns dos volumes dão atenção à traumatologia e à ortopedia. Talvez se deva considerar relevante o capítulo dedicado à abordagem racional, e à observação clínica cuidada, devido ao facto de que tais requisitos ainda hoje desempenham um papel chave nesta temática – apesar das evoluções técnicas e dos meios auxiliares de diagnóstico actuais.

Galeno (131-201 d.C.), o pai da medicina desportiva, provocou um novo salto nesta área. O seu contacto com gladiadores, como cirurgião, permitiu-lhe valorizar o seu grande conhecimento sobre o sistema musculo-esquelético, bem como o facto de que os movimentos vinham de alguma forma do cérebro por meio dos nervos. É feita a diferença entre a destruição e a reconstituição óssea como fases distintas da osteomielite. No entanto Galeno também fez algumas afirmações incorrectas como a afirmação de que o pus fazia parte do processo de cicatrização e defendia as vantagens do uso de óleo fervente para cauterização.

Após Galeno, regista-se um tempo considerado de quase vazio por cerca de um milénio, sendo alguns dos erros de Galeno considerados incontestáveis durante tal período. Mais tarde, Theodorico (1205-1296 d.C.) afirma que a infecção não faz parte do processo de cicatrização. A história indica que no século XV D'Argelata em 1499 usou tubos de drenagem e Paracelsus (1493-1531) popularizou o conceito hipocrático de que “a natureza cura a lesão, não o médico”.

É no início do século XVI que o belga Andrea Vesalius (1514-1564 d.C.) escreve uma obra que revoluciona novamente a medicina. A sua obra *De humani corporis fabrica* (Figura 2.1), publicada em 1543, descreve um estudo minucioso referente à anatomia humana que contraria frontalmente muitas das chamadas verdades incontestáveis que vinham desde Galeno.

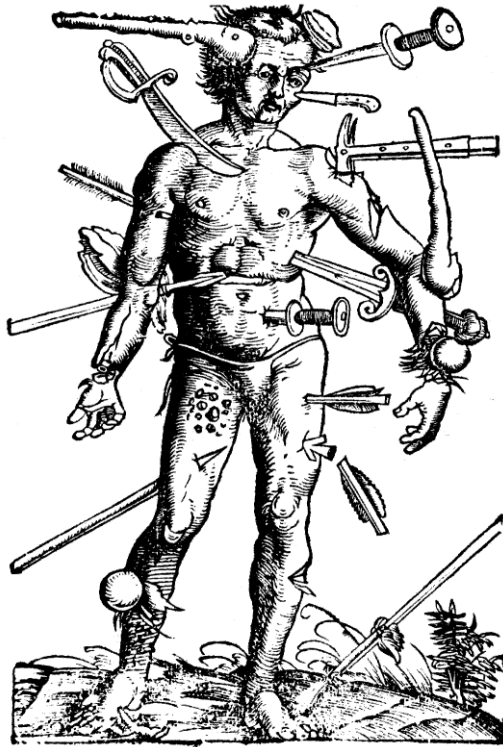


Figura 2.1 – Ilustração de *De humanis corporis fabrica*, de Andréas Vesalius

É de notar, como já referido no capítulo anterior, que muitas das evoluções na traumatologia e ortopedia surgiram durante episódios ou momentos de grandes guerras.

Finalmente, à medida que nos aproximamos do século XX, aumentam exponencialmente o número de intervenientes no avanço desta temática, até chegarmos a 1905, ano em que é publicado o primeiro índice em ortopedia e traumatologia, que contava então com 15 mil artigos. Este número, considerado na altura de significativo, contrasta com os milhares de artigos que são actualmente publicados em regime praticamente semanal.

É também neste período que o tratamento de fracturas passou a ser considerado digno e da responsabilidade profissional dos médicos. As Figuras 2.2 mostram as diferenças na passagem para os médicos do que era então assumido pelos chamados endireitas ou “arrumadores” de ossos.

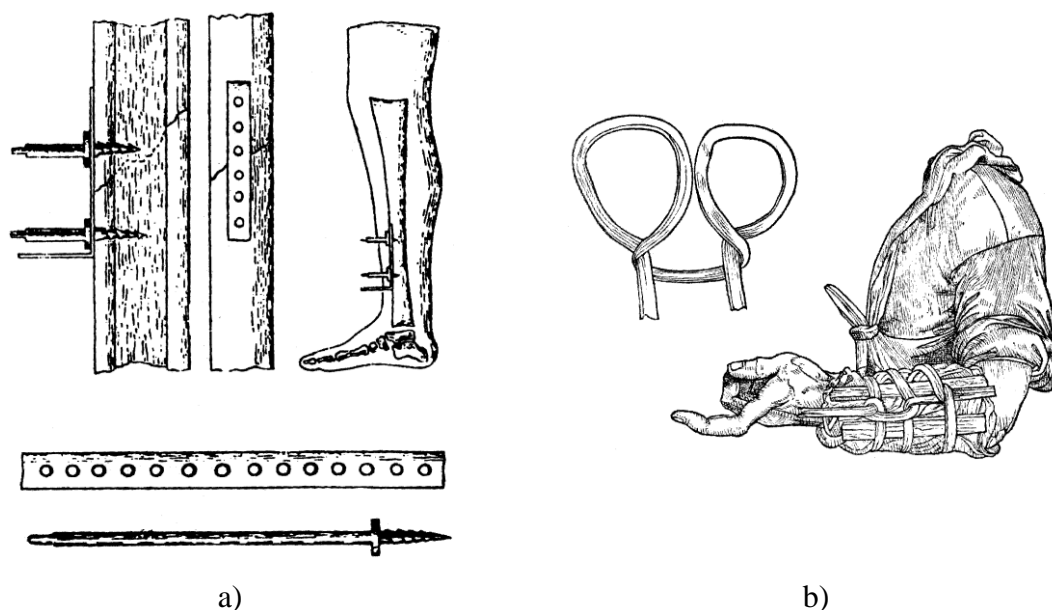


Figura 2.2 – Ilustração de: a) placa de Hasmann (1886) e b) modelo de imobilização com talas e bandas, por Guido Guidi (1554)

Nessa altura (meados do século XIX), a literatura descreve vários aspectos relacionados ao tratamento de fracturas, nomeadamente: o repouso versus mobilidade, aberto versus fechado, talas e gesso, tracção, redução aberta e fixação interna, fixação intramedular, compressão e cicatrização óssea, e fixação externa. A seguir, de forma simples, apresenta-se alguns destes aspectos referidos.

### 2.1.2 Repouso versus mobilidade

Como foi referido anteriormente, a controvérsia entre os conceitos de repouso versus mobilidade não é novo. Vários foram os autores que descreveram as vantagens e os inconvenientes do repouso e da mobilidade no processo de recuperação do paciente.

A título de exemplo pode-se referir as afirmações de Aristóteles – vida é movimento – e de Owen Thomas (1834-1913) – o repouso deve ser absoluto, obrigatório, prolongado e ininterrupto. Parte desta “disputa” teve alguma pacificação com o conceito de fixação interna estável. Não nos devemos esquecer daquela que é designada pela doença da fractura, motivada pela atrofia muscular e rigidez articular devido à imobilização.

### **2.1.3 Aberto versus fechado**

A técnica da redução interna começou há cerca de século e meio, em ossos subcutâneos, nos quais o acesso e diagnóstico eram fáceis de obter. Houve grande evolução com a descoberta de meios inovadores de diagnóstico como o raio X. Adicionalmente, os avanços na metalurgia permitiu encontrar soluções alternativas e operacionais mais avançadas (Figura 2.2.a).

### **2.1.3 Talas e gesso**

O uso de talas e gesso talvez seja considerado os métodos mais antigos usado na fixação óssea. O uso de ligaduras e talas é reportado desde a antiguidade, conforme se mostra na Figura 2.2.b. Quando se procurava obter uma envoltória rígida, era comum usar claras de ovo. A introdução do gesso permitiu o seu uso cada vez mais crescente, tornando-se popular na França no início do século XIX. É com o controlo do endurecimento do gesso que se verifica a sua grande importância até aos dias de hoje. O gesso apresenta muitas vantagens de aplicação, e sendo um material cristalino duro não interfere com o raio X.

### **2.1.4 Tracção**

Com o uso de talas, a tracção é um dos métodos mais antigos no tratamento de fracturas (Figura 2.3). No século XVIII é descrito como um método que aproveitando da acção da gravidade, permitia reduzir e manter a fractura. A tracção é descrita no tratamento de fracturas do tornozelo, na paraplegia na tuberculose espinhal e nas fracturas femorais. Ao longo do século XIX e XX, este método é melhorado por se introduzir vários melhoramentos através do recurso de massas, roldanas, inclinações e outros aspectos funcionais.

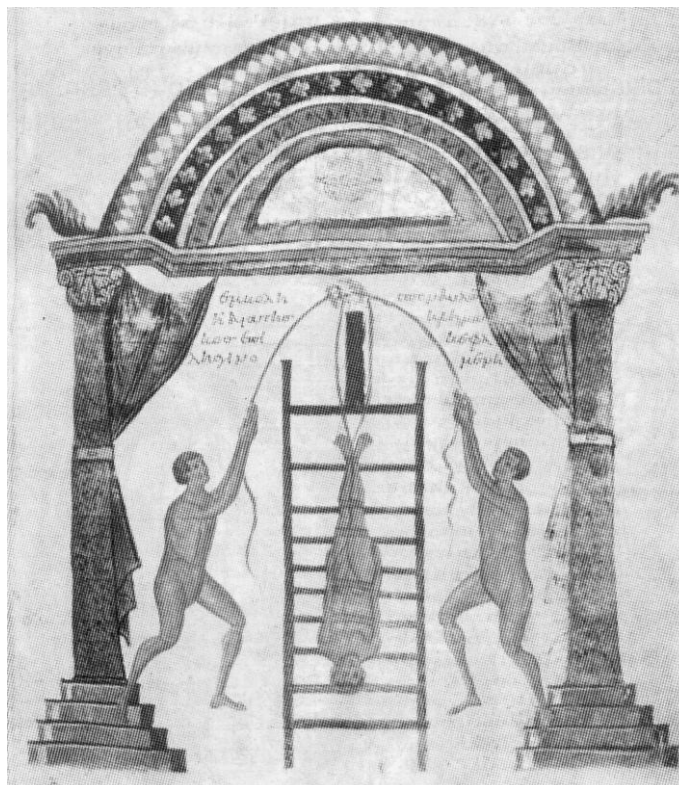


Figura 2.3 – Método de tratamento de uma vértebra deslocada – ilustração do século XI

### 2.1.5 Redução aberta e fixação interna

Lane é uma personalidade incontornável da História da fracturas ósseas, e necessário citar quando se fala do método de redução aberta e fixação interna. É a Lane que se deve a transformação do método em termos práticos, descrito detalhadamente em várias obras. A sua placa de osteossíntese (Figura 2.4) é um marco histórico ainda persistente neste século. Na realidade, ainda hoje se encontram no mercado placas para a fixação de várias fracturas com um desenho análogo ou proposto por Lane (Figura 2.5).

Robert Danis (1880-1962) descreveu os requisitos para a fixação interna. Nesta base devem: permitir o movimento imediato dos músculos da região afectada e das articulações adjacentes; permitir a restauração completa da forma original do osso e permitir a união directa dos fragmentos sem calo ósseo visível, que é a consolidação *per primam*.

### 2.1.6 Compressão e cicatrização óssea

Foi no meio do século XX que o tema da compressão e cicatrização óssea é introduzido por George Eggers. Este questionava se o facto de se comprimir a fractura se estaria a ajudar na consolidação óssea através da estabilidade obtida. É dessa discussão que nasce a AO, oportunamente referida no capítulo anterior.

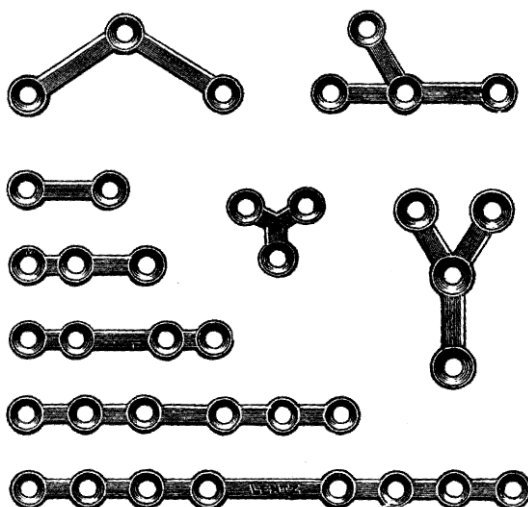
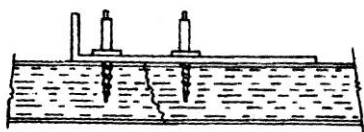


Figura 2.4 – Placas de Lane (1907)

Chegou-se a um estado em que se podia considerar desnecessário a imobilização externa, quando estes quatro princípios básicos: redução anatómica, fixação interna rígida, técnica atraumática, e mobilização activa indolor nos primeiros 10 dias de pós-operatório.

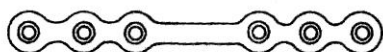
Hansmann (1886)



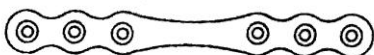
Lambotte (1909)



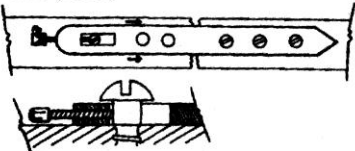
Lane (1914)



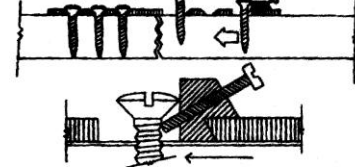
Sherman (1912)



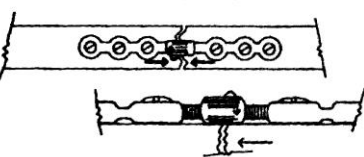
Danis (1949)



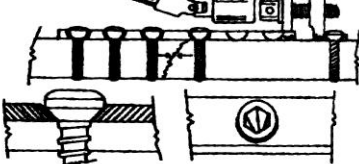
Venable (1951)



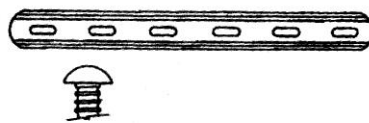
Boreau e Hermann (1952)



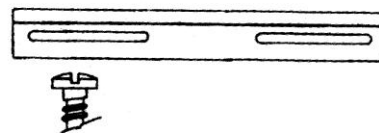
Müller (1961)



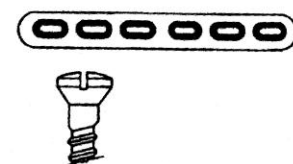
Townsend e Gilfillan (1943)



Eggers (1948)



Collison (1950)



Bagby Plate (1956)

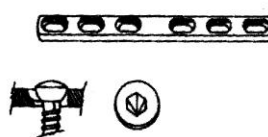
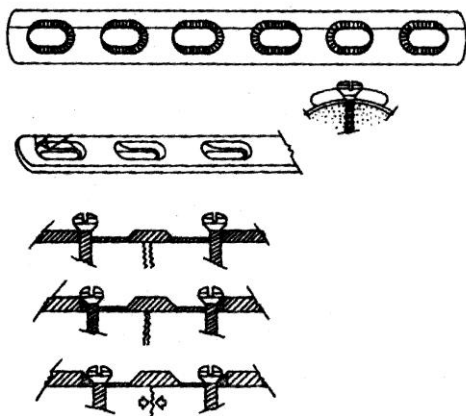


Figura 2.5 – Evolução histórica das placas de osteossíntese

### **2.1.7 Fixação externa**

O processo de fixação começou a ser implementado de forma lenta devido à possibilidade do aparecimento de infecção no contacto pino-pele, que poderia ser fatal.

É através do russo Gravaíl Ilizarov, em 1950, que se desenvolve uma solução viável e com sucesso. Este usava anéis exteriores e fios transfixantes para o tratamento de fracturas. Mas é só dois anos depois de Gravaíl Ilizarov ter tratado um atleta de elite que viria a ser medalhado em jogos olímpicos, que o método usado é finalmente aceite pela comunidade científica, apesar de todos os excelentes resultados obtidos.

## ***2.2 Princípios de osteossíntese e consolidação de fracturas***

A consolidação ou cura das fracturas ocorre com a formação do chamado calo ósseo. Este é definido como o conjunto de tecidos que se formam numa dada região do esqueleto, na medida em que se estabelece uma solução de continuidade no osso. O calo ósseo tem por finalidade restabelecer a integridade, a continuidade e a rigidez da peça óssea, permitindo o retorno à sua função.

Devido às características intrínsecas de cada indivíduo e da situação em que ocorre a fractura, cada fractura é uma fractura (mesmo as anatomicamente similares). Este facto advém de tantos factores como por exemplo o sexo, a idade, estilo de vida ou outros.

Também se pode analisar a variação das fracturas quanto ao seu tipo: abertas, fechadas, simples ou cominutiva, oblíqua, transversa, helicoidal ou espiral, intra ou extra-articular, transfisária, patológica, etc.

O processo de cura de uma fractura, embora seja um fenómeno biológico, está estreitamente relacionado com o tratamento. Referimo-nos não só à velocidade da cura, mas também do regresso da funcionalidade. Uma fractura com fragmentos ósseos desalinhados vai cura de forma viciosa, resultando num resultado sofrível ou com



consequências desastrosas. De forma análoga, uma imobilização inadequada após restabelecido o alinhamento dos fragmentos ósseos, pode retardar a consolidação. A redução cirúrgica, embora proporcione meios adequados de fixação, ocasionalmente promove evacuação do hematoma e excessiva rotura de vasos sanguíneos, constituindo um factor para isquemia e de retardamento na formação do calo ósseo.

### **2.2.1 Fases da consolidação das fracturas**

Podemos dividir em seis etapas os estágios do desenvolvimento do calo, lembrando-nos que esta divisão não é rígida.

*Primeiro estágio:* é a fase de hemorragia, que se inicia com a rotura da rede vascular e com a acumulação de sangue que se interpõe e envolve os fragmentos ósseos separados. O sangue pode permanecer contido pelo perióstio ou inundar também os tecidos moles extraperiosteais. Como em todo o processo de rotura vascular, nessa fase ocorrem profusas trombozes vasculares, cujos efeitos (isquemias e necrose osteomedular) se tornam evidentes nos dias subsequentes. Devido à hipoxigenação decorrente da restrição circulatória local, há uma queda de pH por acumulação de radicais ácidos. A fase hemorrágica pode durar de horas a dias.

*Segundo estágio:* é a fase inflamatória, caracterizada inicialmente pela presença de exsudato serofibrinoso e pela libertação de pirógenos antigénicos (calicreína) pelos tecidos necróticos. Segue-se à infiltração de leucócitos polimorfonucleares, monócitos, macrófagos e mastócitos. Nessa fase, osteoclastos neoformados iniciam a reabsorção do tecido ósseo necrótico. Vários factores celulares já foram identificados neste estágio, como o derivado dos macrófagos, mitogénico, para osteoblastos e condrócitos; o factor plaquetário, mitogénico para fibroblastos; e o factor de crescimento para fibroblastos, a proteína morfogenética do osso (MBP). Nos tecidos moles circundantes, há vasodilatação e hiperemia. A fase inflamatória inicia-se 2 dias após a fractura.

*Terceiro estágio:* é a fase de formação de tecido de granulação, que corresponde à evolução natural de qualquer dano tecidual e decorre da proliferação e estimulação de células mesenquimais multi-potenciais (com capacidade de diferenciação em várias linhagens celulares). Tais organismos celulares terão como tarefa a organização dos tecidos e das estruturas, ou seja, à revascularização (proliferação endotelial) e a neoformação das fibras conjuntivas. Progredir a infiltração de células mononucleares, principalmente linfócitos e monócitos, que incrementam as populações de histiócitos e de osteoclastos. Essa fase dura de 2 a 12 dias a partir da fractura.

*Quarto estágio:* é a fase do calo mole ou calo fibroso, caracterizado pela presença de abundante tecido conjuntivo fibroso e pela diferenciação de osteoblastos e condroblastos. Os osteoblastos, que depositam a matriz osteóide (componente orgânico intercelular não-mineralizado do tecido ósseo), formam-se a partir das células mesenquimais multi-potenciais estimuladas. Estas últimas proliferam-se nas fases precedentes (ossificação “mataplástica”) e a partir da camada de mudança do periósteo, desgarrado da superfície externa do osso pela própria fractura ou pelo hematoma (ossificação intramembranosa). Desse modo, forma-se tecido osteóide internamente (na medular óssea) e externamente (na superfície). Concomitantemente, há formação de tecido cartilaginoso a partir do mesênquima imaturo e multi-potencial, que prolifera e matura, tornando-se apto a calcificar-se e a sofrer um processo de ossificação (ossificação endocondral). Essa fase já é evidente após a primeira semana de fractura e pode durar vários meses.

*Quinto estágio:* é a fase de calo duro ou calo ósseo propriamente dito e decorre da mineralização do tecido osteóide, cuja formação iniciou-se na precedente e progredir em detrimento dos fenómenos flogísticos e da proliferação fibrovascular. O tecido ósseo inicialmente formado é imaturo, e a distribuição das fibras conjuntivas em sua matriz é irregular e aleatória, o mesmo ocorrendo com a distribuição dos osteócitos. O calo formado é denominado calo ósseo primário. Essa fase também inicia-se após a primeira semana da fractura e se prolonga pelos vários meses subsequentes.

*Sexto estágio:* é a fase da remodelação, caracterizada pela substituição do tecido ósseo imaturo, formado na fase precedente, por tecido ósseo maduro (tecido ósseo lamelar).

Nesse estágio, há regularidade na distribuição das fibras da matriz e dos osteócitos, tendendo a seguir a orientação das linhas de força que actuam na região. Essa remodelação óssea decorre de intensa actividade osteoclástica (com reabsorção óssea do osso imaturo) e osteoblástica (com deposição de osso maduro). Tal fase se estende por vários meses ou anos.

### ***2.3 Tipos de estabilização óssea***

Nas fracturas estáveis, aquelas que apresentam uma capacidade própria de manter os fragmentos em posição adequada, o tratamento cirúrgico não é indicado. Essa regra também se aplica aos casos de fracturas incompletas ou sem desvio, fracturas por compressão em zona metafisária, entre outras, ou fracturas em crianças em geral, em que o perióstio é extremamente resistente.

A fixação relativamente estável ocorre quando utilizamos certos tipos de implantes que promovem a estabilização dos fragmentos (impedindo o movimento entre eles), mas que permitem a ocorrência de micromovimentos no foco da fractura.

O aspecto biológico mais importante nesses casos é o facto de que a estabilidade mecânica e os micromovimentos axiais na presença de carga estimulam o processo de consolidação óssea pela formação de calo ósseo – por meio de um modelo cartilaginoso muito semelhante ao que resulta do tratamento não cirúrgico.

Nestes existem, a título de exemplo, fixadores externos, hastes intramedulares, e fixação com fios de Kirschner/Steinmann.

A estes pode ser também associado métodos que permitam uma estabilidade absoluta, como o recurso a parafusos interfragmentário (figura 2.6)

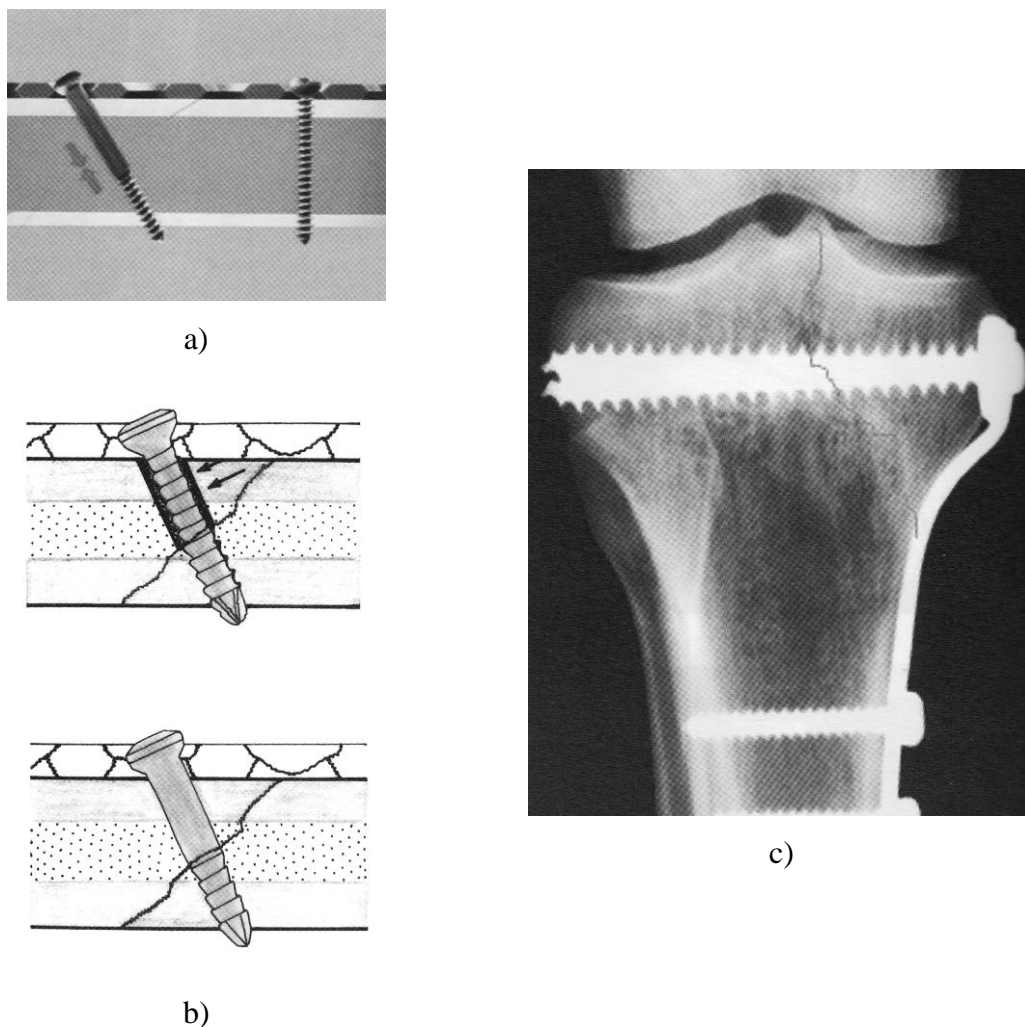


Figura 2.6 – a) e b) Utilização do parafuso interfragmentário através do orifício da placa. Efeito de compressão com dois tipos diferentes de parafuso: cortical totalmente roscado e cortical cunha, cuja característica é não possuir rosca na porção proximal. c) Osteossíntese com placa e parafuso. Observar a utilização do parafuso de compressão através do orifício da placa.

## ***2.4 Caracterização das fracturas relacionadas com o objecto de estudo***

O fémur é o maior e mais forte osso do corpo humano. À excepção de fracturas em idosos, geralmente as fracturas deste osso estão associados a acidentes envolvendo grandes quantidades de energia.

Até cerca de 70 anos, o tratamento das fracturas difásicas era essencialmente conservador, recorrendo-se à tracção para controlar e vencer o espasmo muscular. Após 6 a 12 semanas

(aquando da formação de algum calo fibroso), o paciente era engessado desde o tronco até aos dedos no lado da fractura e até ao joelho. Após a alta, permanecia em repouso mais 6 a 12 semanas, até ser visível calo ósseo no raio X. Nesta altura era retirado o gesso e o paciente era sujeito a um programa de fisioterapia de 1 a 3 meses até estar apto para o trabalho. Por vezes verificavam-se o encurtamento, angulações, perda parcial de movimentos e/ou atrofia muscular.

A introdução da cirurgia para este traumatismo alterou considerável este panorama negro. O uso de hastes intramedulares e placas foram revezando-se desde então como melhor método, dependendo das evoluções tecnológicas e do conhecimento da biomecânica e biologia da fractura.

Este tipo de fractura está associada a uma faixa etária que vai desde os 18 aos 40 anos, geralmente recorrente de acidentes de tráfego ou quedas em altura.

Para a sua classificação, tem-se por exemplo a dada pela AO em 1987 (figura 2.7). Pode-se classificar as fracturas em simples (A): em espiral (A1), oblíqua (A2), e transversas (A3); fracturas em cunha (B): giratória (B1), de flexão (B2) e fragmentada (B3); e por ultimo as fracturas complexas (C): cominutivas (C1), segmentares (C2) e cominutivas não espirais.

De entre as duas soluções características para este tipo de fractura, estudou-se o uso de placa e parafuso. A sua aplicação pode ser observada em raio X, como apresentado na figura 2.8.

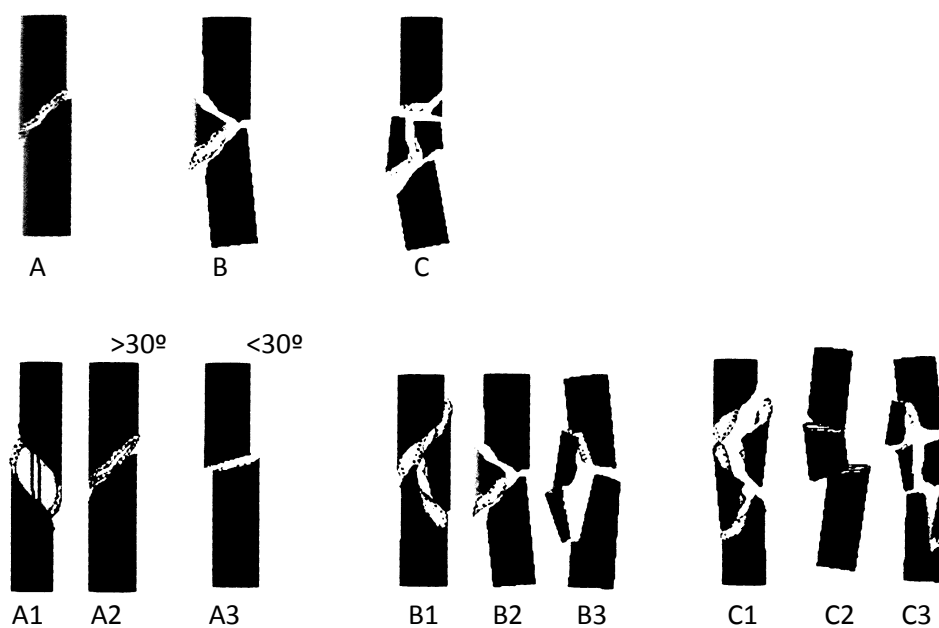


Figura 2.7 – Classificação da AO para fracturas diafisárias do fémur



Figura 2.8 – Fractura cominutiva do terço médio do fémur. Fixação com placas e parafusos

## ***Bibliografia***

- [1] – Schwartzmann, C, Lech, O., Telöken, M, & cols, “Fraturas – princípios e práticas” Artmed Editora (2003).
- [2] – T. P. Ruedi e W. M. Murphy, “Princípios AO do tratamento de fracturas”, Artmed Editora S. A., Porto Alegre RS, Brasil (2002).
- [3] – Schlich T. “Surgery, Science and Industry – A revolution in Fracture Care, 1950s-1990s. Science, Technology and Medicine in Modern History”, Palgrave Macmillan, Macmillan Press Ltd (2002).

## **Capítulo 3 – Caracterização mecânica de placas de osteossíntese**

### ***3.1 Introdução***

As placas de osteossíntese são dispositivos que permitem a fixação de fracturas ósseas. Podem ser metálicas ou de materiais compósitos, estes últimos também sob a forma de materiais bio-absorvíveis. A investigação em torno deste tipo de componentes tem sido intensa [ver por exemplo referências 1 a 5]. Um exemplo de fixação óssea com placa de osteossíntese encontra-se patente na figura 1 [6].

Para aferir as características mecânicas de resistência e rigidez de placas de osteossíntese consideradas neste estudo, foi concebido e projectado um dispositivo mecânico tendo por base a norma ASTM F382-99 (Anexo 1) [7]. Fez-se uma análise numérica prévia do sistema para avaliar as suas características de rigidez e resistência, e com base nesse estudo fabricou-se um dispositivo experimental. Realizaram-se três ensaios mecânicos a outras tantas placas de osteossíntese, visando estudar a adequabilidade do dispositivo para o ensaio de placas de osteossíntese de acordo com a norma atrás referida.

A realização de ensaios estáticos e dinâmicos é extremamente importante na caracterização de materiais e estruturas, permitindo a determinação de propriedades diversas e intrínsecas dos componentes. A rigidez e a resistência são, entre outras características mecânicas, as mais avaliadas no que diz respeito ao seu comportamento estrutural. Os ensaios de fadiga, por sua vez, permitem determinar a vida útil de determinado componente sob solicitações dinâmicas para um determinado número de ciclos de fadiga [8].



### ***3.2 Fabrico de Placas de Osteossíntese Compósitas***

Para o estudo considerou-se placas de três tipos de materiais: aço inoxidável 316L, compósito de matriz de resina de epóxido reforçada com fibra de carbono unidireccional e compósito de matriz de polietere tercetona reforçada aleatoriamente com fibra de carbono.

As placas metálicas foram fornecidas pelo fabricante L. A. Medical, Fabricante de Instrumentos Cirúrgicos Lda., Albergaria-a-Velha. As propriedades do aço inoxidável 316L são: módulo de elasticidade de 193 GPa, tensão de cedência de 560 MPa e tensão de rotura de 235 MPa. Foi fabricada uma placa de compósito reforçado com fibra unidireccional de carbono, de onde se retirou as placas ensaiadas. Um outro compósito de PEEK/Carbono (KETRON® PEEK-CA30 – matriz de polietere tercetona com 30% de reforço de fibra de carbono curta) foi seleccionado para o fabrico das placas. Neste material, as fibras distribuem-se de forma aleatória numa matriz polimérica, pelo que se considera que é um material de características isotrópicas. Apresenta como propriedades de resistência à tracção de 131 MPa e à compressão de 200 MPa. O módulo de elasticidade ronda cerca de 7.6 GPa. Este material pode ser esterilizado por autoclavagem sem comprometimento das suas propriedades. Note-se que a utilização de PEEK-carbono neste estudo teve por base alguns estudos preliminares efectuados sobre o mesmo tipo de material [9-11]. Este material foi testado na forma de próteses de anca em ovelhas, evidenciado excelentes propriedades de biocompatibilidade [11].

As placas compósitas foram obtidas usando para o efeito tecnologia de CAD/CAM. Estas eram geometricamente iguais às metálicas. A figura 3.1 ilustra uma placa de cada tipo analisada.

### ***3.3 Concepção do Dispositivo de Ensaio Mecânicos***

O ensaio estático, de acordo com a norma ASTM F382-99, consiste em determinar as propriedades estruturais intrínsecas de placas metálicas usadas na fixação de fracturas

ósseas [7]. A norma descreve os procedimentos a ter em consideração na realização de ensaios estáticos e dinâmicos de placas metálicas para determinar as suas propriedades de rigidez e de resistência em flexão. No ensaio de fadiga, o objectivo consiste em determinar a vida à fadiga do componente sob uma gama de momentos de flexão ou determinar a sua resistência à fadiga para um número específico de ciclos.



Figura 3.1 – Placas de osteossíntese metálica e compósitas

O dispositivo foi concebido tendo em consideração a norma ASTM F 382-99 (Anexo 1). As características geométricas e dimensionais do mesmo foram previamente definidas com base no cálculo estrutural realizado. Para o efeito, considerou-se a concepção de um sistema rígido, evitando tanto quanto possível as deformações que possam, para além de comprometer a resistência do próprio dispositivo, influenciar co-lateralmente os resultados dos ensaios mecânicos.

Segundo a norma ASTM F382-99, é necessário determinar vários parâmetros mecânicos referentes às placas de osteossíntese metálicas ensaiadas, tendo como referência o esquema da figura 3.2. Os parâmetros  $a$  e  $h$  são características do ensaio a respeitar, que para as placas ensaiadas foram:  $a=46.06$  mm e  $h=32.59$  mm.

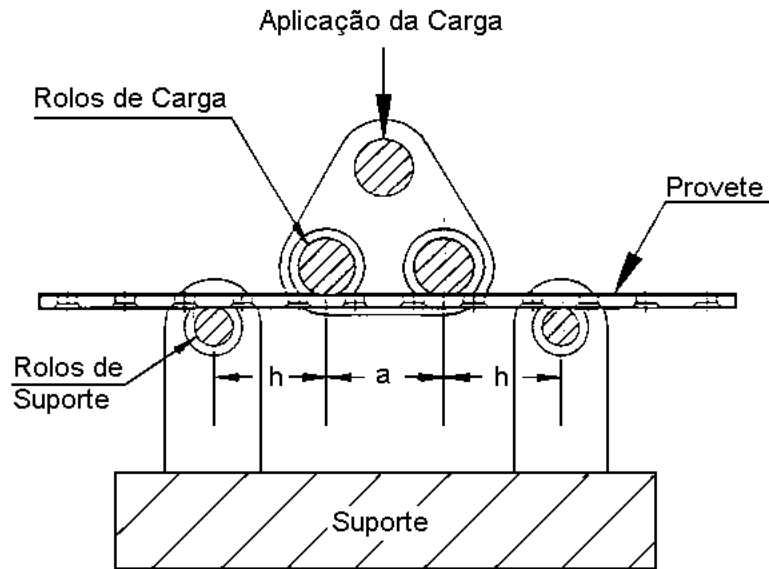


Figura 3.2 – Esquema do dispositivo de ensaio segundo a norma ASTM F382-99

Segundo a norma, a rigidez elástica  $K$  é obtida pela seguinte relação:

$$K = \frac{F_{ced}}{d_{ced}} \quad (3.1)$$

sendo  $F_{ced}$  a força máxima da zona elástica e  $d_{ced}$  o valor do deslocamento correspondente.

A resistência estrutural da placa é dada pela equação:

$$E \cdot I_e = \frac{(2 \cdot h + 3 \cdot a) \cdot K \cdot h^2}{12} \quad (3.2)$$

sendo  $E$  o módulo de elasticidade da placa,  $I_e$  o momento de inércia e, como vimos anteriormente,  $K$  a rigidez elástica (equação 3.1).

A tensão limite elástico da placa é determinada pela equação:

$$\sigma_{ced} = \frac{F_{ced} \cdot h}{2} \quad (3.3)$$

sendo a tensão máxima da placa:

$$\sigma_{\max} = \frac{F_{\max} \cdot h}{2} \quad (3.4)$$

Para a determinação dos valores médios dos parâmetros das equações atrás apresentadas, usou-se:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \left( \sum_{i=1}^n x_i \right) \quad (3.5)$$

e cujos desvios padrão determinaram-se usando:

$$\Delta x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2} \quad (6)$$

A figura 3.3 ilustra o modelo CAD do dispositivo de ensaios concebido. A fixação do dispositivo à máquina de ensaios de tracção universal foi feita através de uma peça que permitiu ajustar o componente a ensaiar. Como se pode verificar pela figura 3.3, o dispositivo de ensaios é composto por três componentes: duas peças base e uma outra peça de fixação à cabeça da máquina de ensaios de tracção-compressão (peça superior). Ambas as peças base contêm um cilindro (roletes) apoiado em dois rolamentos cada. Por sua vez, a peça superior contém dois cilindros, cada um apoiado em dois rolamentos. Os rolamentos permitem minimizar o atrito entre a placa e os cilindros transmissores da carga.

Atendendo aos objectivos dos ensaios especificados na norma, o dispositivo terá que, para além de apresentar a necessária resistência mecânica, ter rigidez suficiente para não influenciar os resultados dos ensaios das placas. Deste modo, houve a preocupação no desenvolvimento do projecto com a selecção de materiais de modo que a sua rigidez fosse comparativamente muito superior à da placa. Para o efeito, recorreu-se à simulação numérica do dispositivo determinado os campos de tensões de von Mises e deformações e deslocamentos equivalentes. A simulação foi realizada com a aplicação de elementos

finitos CosmosWorks®, usando elementos sólidos do tipo tetraédricos lineares. Para estimar a carga em cada cilindro, simulou-se numericamente uma placa de osteossíntese em carga para determinar a pseudo carga de rotura. A figura 3.4 ilustra um pormenor da malha de elementos finitos. A tabela 3.1 contém as propriedades mecânicas da placa simulada, que são de um aço ligado com características semelhantes às do aço inoxidável 316L.

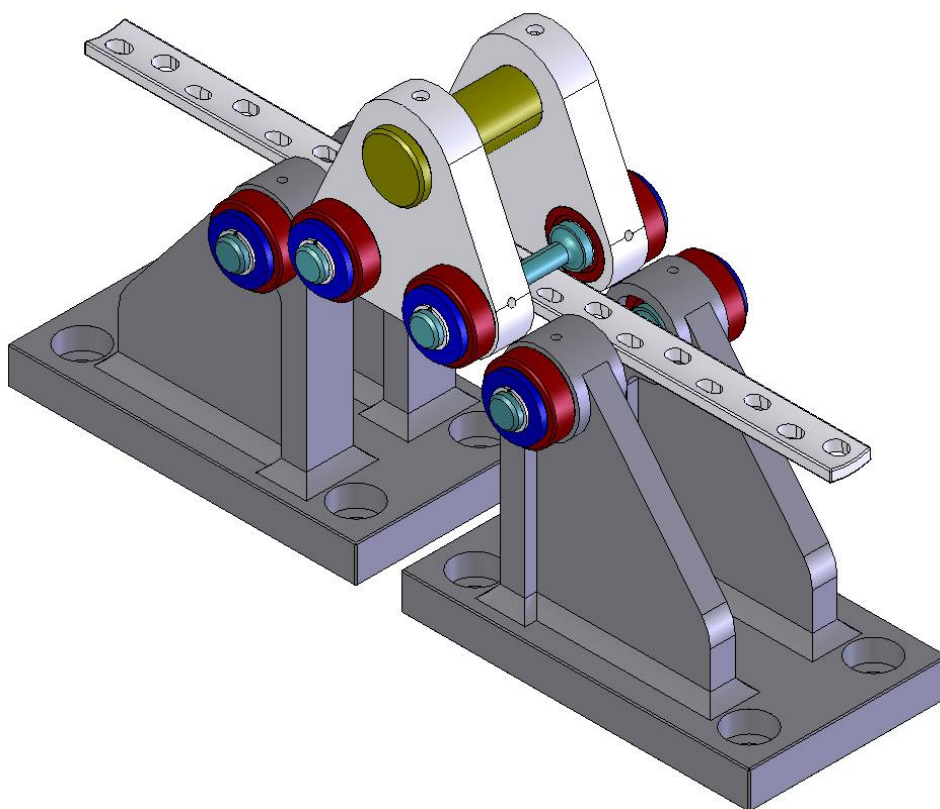


Figura 3.3 – Modelo CAD do dispositivo de ensaios concebido

Os resultados obtidos evidenciaram que quando a placa é sujeita a uma carga de ensaio de 2000 N, desenvolve uma tensão equivalente de von Mises de cerca de 167 MPa. Como o material utilizado nas simulações apresenta uma tensão de rotura da ordem de 724 MPa, os valores de tensões obtidos indicam, em comportamento linear elástico, que o componente fracturará para uma carga da ordem de 1200 N. A figura 3.5 ilustra as zonas da placa que estão para além da tensão de cedência (zonas mais claras).

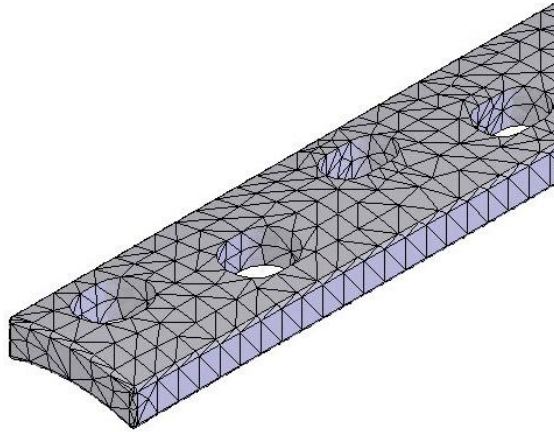


Figura 3.4 – Placa de osteossíntese e pormenor da malha de elementos finitos

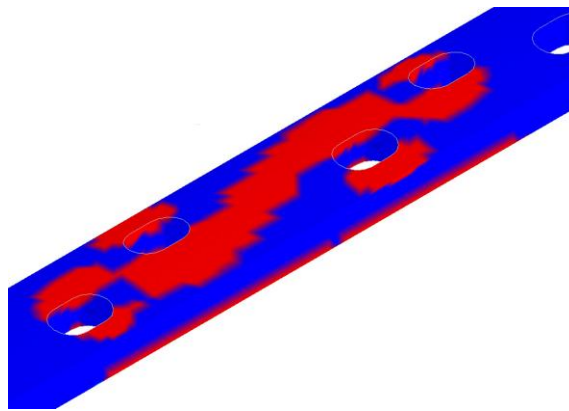


Figura 3.5 – Zonas da placa mais susceptíveis de fractura (a vermelho)

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas da placa de osteossíntese usadas nas simulações numéricas

Módulo de elasticidade (GPa)	210
Coefficiente de Poisson	0.28
Módulo de corte (GPa)	7.9
Densidade (kg/m <sup>3</sup> )	7700
Tensão de cedência (MPa)	620
Tensão de rotura (MPa)	724

Os resultados permitiram aferir a resistência necessária para os cilindros transmissores da carga e de apoio à placa. Como o diâmetro dos cilindros é imposto pela norma, não pode ser superior à distância entre a periferia de dois furos consecutivos, foi fundamental determinar os níveis de tensões e deformações a que podem estar sujeitos num ensaio mecânico. As simulações numéricas foram realizadas considerando as mesmas

propriedades mecânicas da placa simulada. Considerou-se uma força total de ensaio de 2000 N.

A figura 3.6 ilustra os campos de tensões equivalentes de von Mises e deslocamentos dos cilindros de carga, elementos estruturalmente mais solicitados no dispositivo de ensaios. Como se pode atestar pelos resultados obtidos, os cilindros devem ser feitos num material de alta resistência e de elevada dureza por razões estruturais e pelo facto de serem sujeitos a tensões de fadiga em ensaios dinâmicos. Para a carga simulada, o cilindro desenvolveu uma tensão da ordem de 130 MPa, cerca de 4 vezes inferior à tensão de cedência considerada. As deformações e deslocamentos obtidos foram muito reduzidos, não devendo os cilindros, aparentemente, influenciar os resultados das características de rigidez e resistência das placas.

As figuras 3.7 e 3.8 ilustram os campos de tensões e deformações para as restantes peças do dispositivo de ensaios.

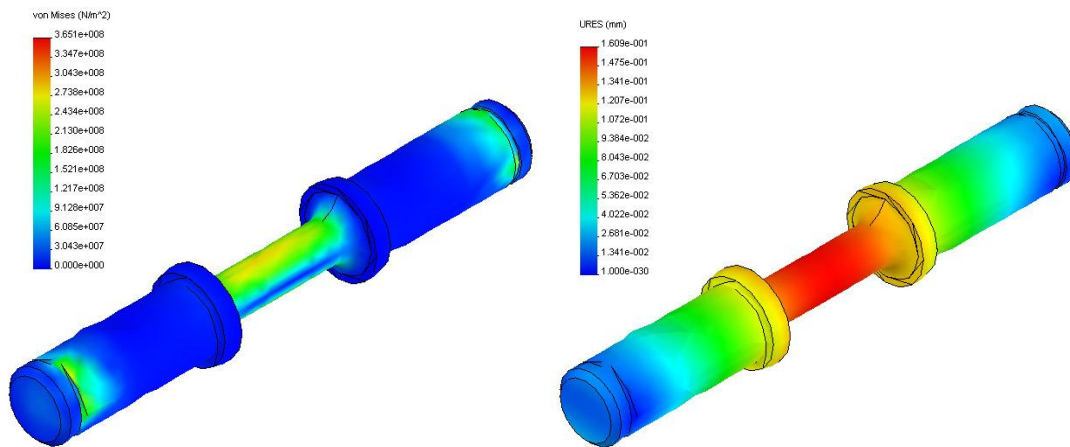


Figura 3.6 – Campos de tensões von Mises e deslocamentos equivalentes

Os resultados mostram que os componentes apresentam rigidez e resistência suficientes pelo facto dos níveis das tensões de von Mises e deformações estarem significativamente abaixo dos limites críticos do material das peças.

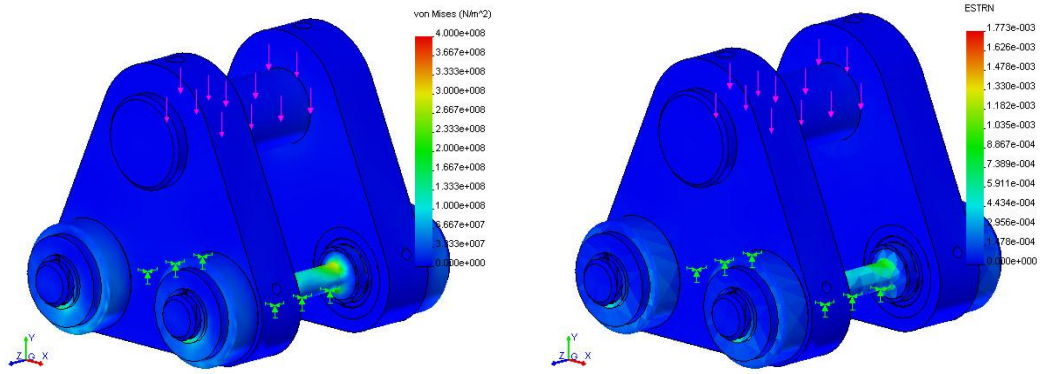


Figura 3.7 – Campos de tensões e deformações para o dispositivo superior

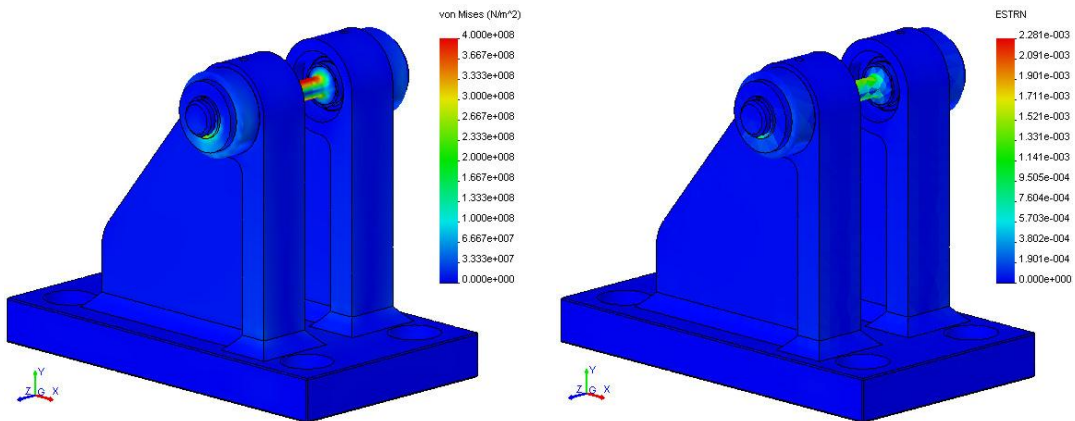
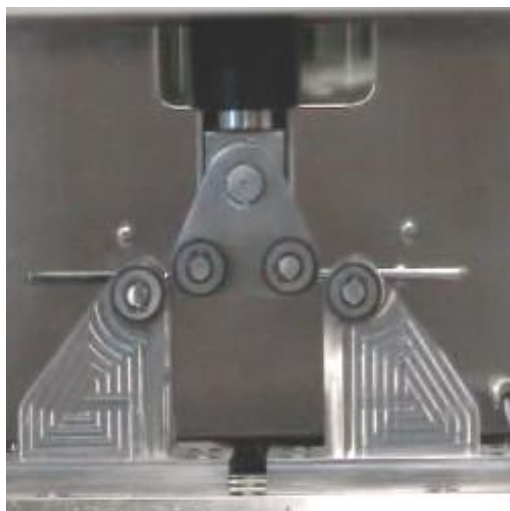


Figura 3.8 – Campos de tensões e deformações para o dispositivo inferior

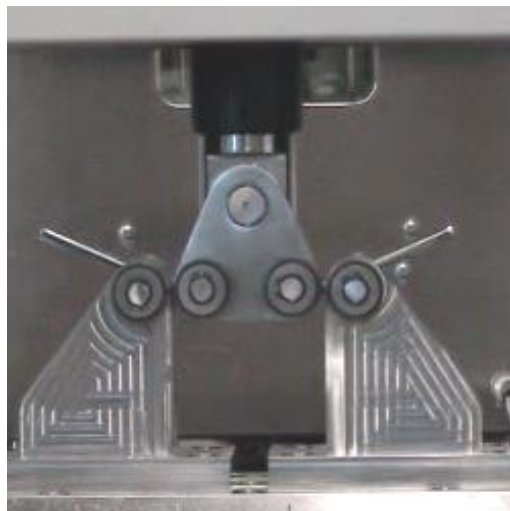
### 3.4 Ensaios, Resultados e Discussão

Realizou-se três ensaios mecânicos de modo a aferir a repetitibilidade dos resultados e para determinar os valores dos parâmetros de resistência e de rigidez especificados na norma. A figura 3.9 ilustra uma sequência de imagens de um dos ensaios realizados. Os ensaios realizados mostraram excelente repetitibilidade, apresentando-se na figura 3.10 uma curva típica (carga *versus* deslocamento) dos mesmos. A figura 3.11 ilustra a forma como as tangentes foram retiradas dos gráficos dos ensaios para determinar os parâmetros especificados na norma. Na figura 3.12 pode-se ver o aspecto final de uma das placas depois de ensaiada.

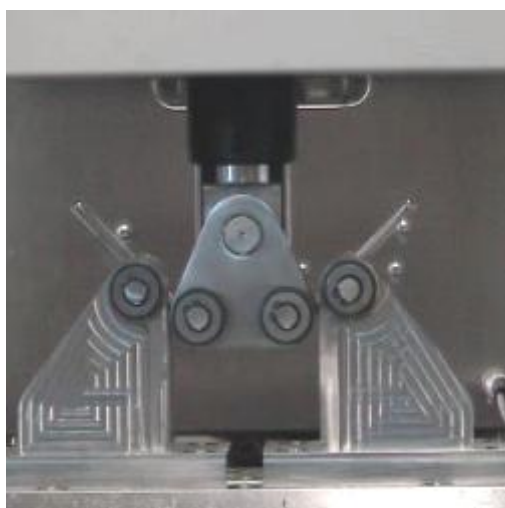




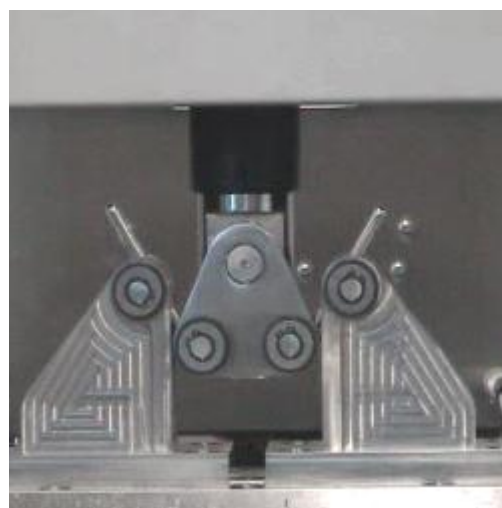
(t=0 s)



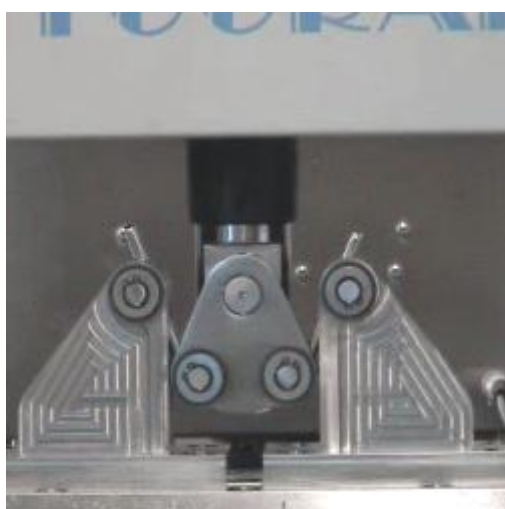
(t=12 s)



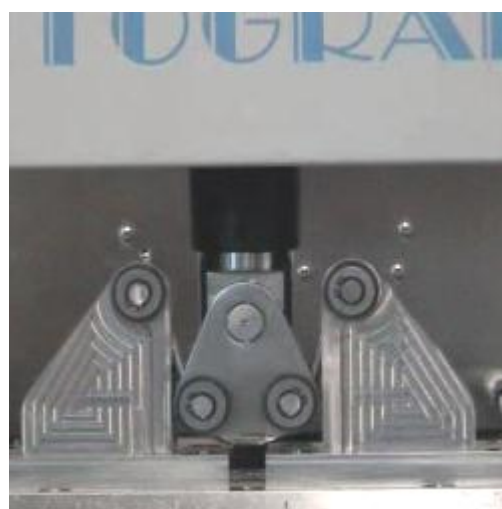
(t=24 s)



(t=36 s)



(t=48 s)



(t=60 s)

Figura 3.9 – Evolução da deformação de uma placa de osteossíntese metálica

### 3 – Caracterização mecânica de placas de osteossíntese

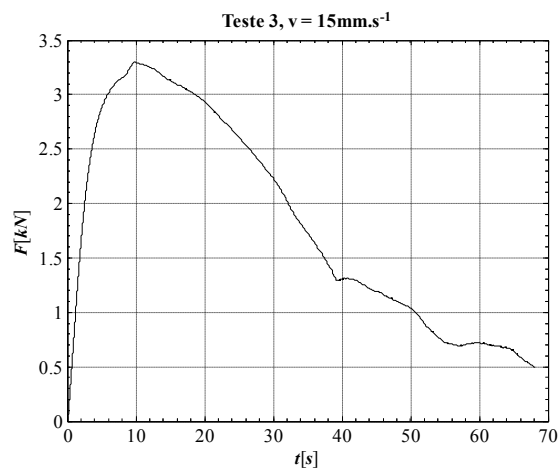


Figura 3.10 – Curva força *versus* deslocamento para uma placa de osteossíntese metálica

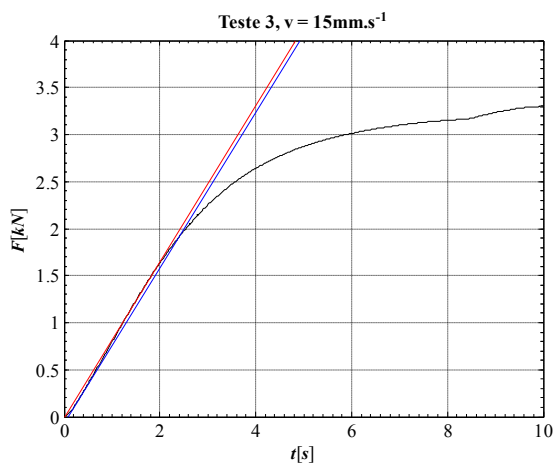


Figura 3.11 – Tangentes à curva força *versus* deslocamento para determinar os parâmetros de resistência e rigidez



Figura 3.12 – Aspecto final de uma placa de osteossíntese metálica depois de ensaiada

Usando as expressões 3.1 a 3.6 obteve-se os resultados dos ensaios, apresentados na tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Valores médios dos parâmetros de resistência e rigidez obtidos das três placas de osteossíntese ensaiadas

	Fced (kN)	K (N/mm)	EIe (N mm <sup>2</sup> )
Média	1,609	0.841	15136
Desvio Padrão	0.379	0.020	355
	Fmax (kN)	Sced (N mm)	Smax (N mm)
Média	3,424	26,211	55,792
Desvio Padrão	0.190	6,168	3,095

### 3.5 Conclusões

O cálculo estrutural do dispositivo de fixação permitiu aferir o estado de tensão deformação a que o mesmo é sujeito. Os resultados evidenciaram que o mesmo apresenta a necessária rigidez e resistência, tendo em consideração os requisitos dos ensaios especificados na norma ASTM F 382-99.

Os resultados experimentais permitiram a determinação de características mecânicas das placas de osteossíntese metálicas. Para as ensaiadas, as propriedades determinadas satisfazem os seus requisitos funcionais, que consistem em fixar os ossos fracturados até à sua completa união sem fracturarem.

### Bibliografia

- [1] – Akeson, W. H., Woo, S. L. Y., Coutts, R. D., Matthews, J. W. Y., Gonsalves, M., Amiel, D., 1975, “Quantitative histological evaluation of early fracture healing of cortical bones immobilized by stainless steel and composite plates”, *Clacif. Tiss. Res.*, 19, pp. 27-37.

- [2] – Claes, L., 1989, “The mechanical and morphological properties of bone beneath internal fixation plates of differing rigidity”, *J. Orthop. Res.*, 7, pp. 170-177.
- [3] – Klaue, K., Fengeles, I., Perren, S., M., 2000, “Long-term effects of plate osteosynthesis: Comparison of four different plates”, *Injury, Int. J. Care Injured*, 31, S-B51 – S-B62.
- [4] – Klaue, K., Perren, S. M., 1989, “Unconventional shapes of the plate cross section in internal fixation: the trapezoid plate. Long-term study of bone reaction in sheep tibiae”, *Am. Acad. Orthop. Surgeons*, 56<sup>th</sup> Ann. Meet., 9-14 Feb., Las Vegas, p. 252.
- [5] – McCullen, G. M., Garfin, S. R., 2000, “Spine update: cervical spine internal fixation using screw and screw-plate constructs”, *Spine*, 25, pp. 643-652
- [6] - Kirkos, J. M., Beslikas, T., Kapras, E., A., Papavasiliou, V. A., 2000, “Surgical treatment of unstable diaphyseal both-bone forearm fractures in children with single fixation of the radius”, *Injury, Int. J. Care Injured*, 31, pp. 591-596.
- [7] – “Standard Specifications and Test Method for Metallic Bone Plates”, ASTM F382-99, ASTM International, 1999.
- [8] – Talaia, P., Simões, J. A., 2003, “Concepção, projecto e análise pelo método dos elementos finitos de um dispositivo mecânico para a realização de ensaios estáticos e dinâmicos de placas de osteossíntese metálicas”, 3<sup>as</sup> Jornadas de Engenharia, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, 19 a 20 de Novembro 2003, Coimbra.
- [9] – J. M. Reis, ”Desenvolvimento de próteses para artroplastias de animais domésticos”, Mestrado em Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Electrónica e de Computadores, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto (2003).
- [10] - J. M. Reis, J. C. Potes, L. Fialho, F. C. Silva, A. Cabrita, A. T. Marques, J. A. Simões, ”Estudo animal de próteses de anca em compósito PEEK-Carbono, *Rev Port Ortop Traum* 00, pp. 109-124 (2004).
- [11] - J. M. Reis, J. C. Potes, L. Fialho, A. T. Marques, J. A. Simões”Estudo in vitro da citotoxicidade do compósito de PEEK-Carbono, *Ciência & Tecnologia dos Materiais* 2004 (no prelo).



## **Capítulo 4 – Estudo experimental biomecânico das placas de osteossíntese**

### ***4.1 Técnicas de medição experimentais***

Diferentes técnicas experimentais têm sido usadas em aplicações biomecânicas para quantificar cargas, tensões e deformações em estruturas ósseas. Os métodos mais convencionais de medição de deformações e deslocamentos em superfícies utilizam, por exemplo, a fotoelasticidade, extensómetros, transdutores de deslocamento e outros dispositivos mecânicos e eléctricos de medição. Estes métodos de medição podem ser altamente sensíveis e exactos, mas só dão informação em pequenas zonas da estrutura, permitem medições discretas. Para obter a informação da distribuição de deslocamentos em áreas mais abrangentes, é necessário usar técnicas de campo, como Moiré e Speckle. Estas técnicas têm sido largamente utilizadas para medições com grande exactidão e uma das suas vantagens reside na sua elevada sensibilidade, pois é possível medir deslocamentos da ordem do comprimento de onda. Todas estas técnicas mencionadas têm provado a sua utilidade e aplicabilidade em diferentes áreas da Engenharia e têm sido adaptadas para satisfazer tanto as inerentes condições material como geométrica de estruturas anatómicas [1-14].

#### **4.1.2 Fibras com sensores de Bragg: Revisão**

Muitos estudos experimentais têm incidido na biomecânica orofacial e biomecânica ortopédica [e.g. 1, 2, 15, 16]. Os extensómetros são comumente utilizados para medir deformações e têm vantagens e desvantagens inerentes. Podem ser altamente sensíveis e exactos, mas só permitem a medição em pontos discretos da estrutura. As técnicas ópticas são métodos de medições alternativas que também podem ser aplicadas na área da biomecânica [33-35]. Os sensores de fibra óptica são caracterizados pela sua alta sensibilidade quando comparados com outros sensores. Estes sensores apresentam

vantagens como largura de banda, compacticidade, versatilidade geométrica, imunidade a ruído electromagnético e baixo custo. Os sensores de Bragg em fibra óptica (FBG) permitem elevada sensibilidade em regime dinâmico [20]. Devido às suas vantagens intrínsecas sobre outro tipo de sensores ópticos, as FBG são potencialmente úteis para aplicações de sensorização como a detecção de movimentos de ventilação [21]. Este tipo de sensores estão a ser extensivamente utilizados como transdutores, uma vez que alteram as suas características ópticas, particularmente o pico de reflectividade do comprimento de onda, quando sujeitos a acções físicas, quer sejam de origem mecânica ou térmica.

Em estudos de consolidação de fracturas, o uso de sensores ópticos permite testar a hipótese da ossificação e a diferenciação de tecidos a ser conduzida pela combinação de vários invariantes de tensores de tensão e deformação. Nesse sentido, os sensores podem ser localizados em torno da região da fractura e determinar o processo de cura da mesma através da análise de rigidez da região por aquisição dos níveis de deformação.

As redes de Bragg consistem numa modulação periódica do índice refractivo do núcleo ao longo do eixo da fibra. O período da rede  $\Lambda$ , e o índice efectivo de refração do modo de propagação,  $n$ , determina o comprimento de onda de Bragg da rede, que é dado por:

$$\lambda_B = 2n\Lambda \quad (1)$$

Quando uma luz de uma fonte de banda larga é atravessada na rede, haverá uma refração de banda estreita. O espectro da banda reflectida é, aproximadamente, centrado no comprimento de onda de Bragg. Uma descrição completa dos parâmetros que afectam o comprimento de onda de Bragg e a largura de banda reflectida pode ser encontrada na literatura [22, 23].

A utilização das redes de Bragg como dispositivos sensoriais depende do espectro reflectido (ou da dependência do comprimento de onda de Bragg) com diversos agentes físicos, como por exemplo a deformação ou a temperatura [40]. Para uma dada alteração de temperatura,  $\Delta T$ , e quando a rede é sujeita a uma deformação longitudinal,  $\epsilon$ , a expressão que descreve a variação do comprimento de onda de Bragg é dada por [40]:

$$\Delta\lambda_B = 2n\Lambda \left( \left\{ 1 - \frac{n^2}{2} [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \right\} \varepsilon + \left( \alpha + \frac{1}{n} \frac{dn}{dT} \right) \Delta T \right) \quad (2)$$

em que  $p_{ij}$  representa os componentes do sensor fotoelástico,  $\nu$  é o coeficiente de Poisson para sílica e  $\alpha$  é o coeficiente de expansão térmica. Para uma FBG gravada em 1550nm, e com o índice refractivo efectivo de 1.484, a sensibilidade da variação do comprimento de onda de Bragg com a tensão linear é aproximadamente 1,2 pm/ $\mu\epsilon$ . A sensibilidade da variação do comprimento de onda de Bragg com a temperatura é linear e aproximadamente 13,7 pm/ $^{\circ}\text{C}$  [24].

#### 4.2 Preparação do objecto de estudo

Para realizar o estudo foi necessário fazer cirurgias *in vitro* de osteossíntese, tendo para o efeito solicitado a um ortopedista cirurgião para as materializar e que serviram de objecto de trabalho. Foram colocadas placas de osteossíntese em fémures sintéticos (3ª geração; [www.sawbones.com](http://www.sawbones.com)). O ortopedista seguiu o protocolo cirúrgico adequado à fixação de fracturas ósseas do fémur. A figura 4.1 ilustra imagens de colocação das placas de osteossíntese.



Figura 4.1 – Pormenores da cirurgia *in vitro* de colocação de uma placa de osteossíntese em fémur fracturado



Para o efeito foram usados quatro fémures sintéticos (terceira geração, modelo 3306 esquerdo, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA). Este novo modelo femoral apresenta uma cortical que é constituída por resina de epóxico reforçada com fibra de vidro curta, o que permitiu uma melhor uniformidade das propriedades mecânicas e um maior detalhe geométrico da sua anatomia, para além de ter sido simplificado o processo de fabrico. Estes modelos comerciais têm sido extensivamente utilizados em estudos sobre o desempenho de próteses de anca e joelho [25-31] e são substitutos de modelos cadavéricos. Embora estes ossos sintéticos não representem as respostas biológicas dos fémures naturais, as suas características geométricas e mecânicas foram validadas e são semelhantes às respectivas características dos fémures cadavéricos [31-33]. Este tipo de modelos também apresenta como vantagem idêntica geometria, minimizando a influência desta variável no estudo.

Foi feita a fractura num dos fémures e a mesma fixa por um cirurgião ortopedista experiente com uma placa de osteossíntese de 10 furos de aço inoxidável 316L (L. A. Medical, Lda., Albergaria-a-Velha, Portugal). Primeiramente, foi feita com uma serra cirúrgica uma fenda de 21 mm de comprimento, sensivelmente a 45°, e depois partido o fémur. A figura 4.2 ilustra esquematicamente a geometria da fractura. A placa foi fixa ao fémur somente com 9 parafusos, como se ilustra em detalhe na figura 4.3.

O processo foi repetido para os outros dois fémures, com fractura idêntica e fixação realizada com placas de fibra unidireccional de carbono e PEEK/Carbono. Nestas duas intervenções foi usado um parafuso seguindo a perpendicular à fractura, unindo os dois segmentos de cada fémur (de acordo com o apresentado no Capítulo 2 e ilustrado na Figura 2.6)

Para o fémur intacto, foram colados 20 extensómetros uniaxiais (CEA-06-125UN-350, Measurements Group, Inc., Raleigh, NC) nos lados medial, lateral, anterior e posterior da cortical (figura 4.2). Para os fémures fracturados, foram colocados somente 13 extensómetros, identificados na tabela 4.1. Estes extensómetros foram utilizados para determinar as deformações axiais na situação do fémur intacto e com placa.

Para o caso do fémur fracturado com fixação com placa de aço, foram colados na respectiva placa 7 sensores de Bragg com cola de cianocrilato (Super Cola 3, Loctite, Portugal) em diferentes regiões como se ilustra na figura 4.4 e se identifica na tabela 4.1.

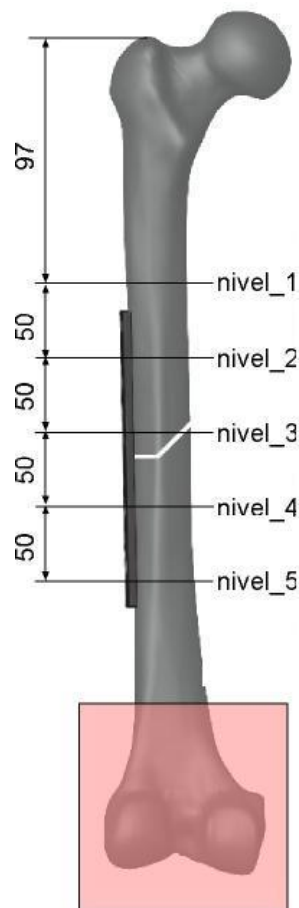


Figura 4.2 – Desenho esquemático da fractura feita no fémur sintético e indicação dos níveis onde foram colocados os extensómetros

Foram colocados dois sensores na região proximal (FBG\_P1 e FBG\_P2) e outros dois na região distal (FBG\_D1 e FBG\_D2) da placa. Na zona média da placa, incidente na zona da fractura, foram colocados três sensores (FBG\_M1, FBG\_M2 e FBG-M3). Adicionalmente, colocou-se um sensor ao lado do extensómetro SG(L1). Todos os extensómetros foram ligados a um sistema de aquisição de dados Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany) que por sua vez foi ligado a um computador para efectuar a gravação

dos dados com software Catman (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany). Foi marcado um eixo de referência na cortical de cada um dos fêmures para garantir o alinhamento e reprodutibilidade do posicionamento dos extensômetros [34, 35]. A posição dos extensômetros foi também marcada com equipamento de medição de coordenadas 3D (Mod. Maxim, Aberlink, U.K.).

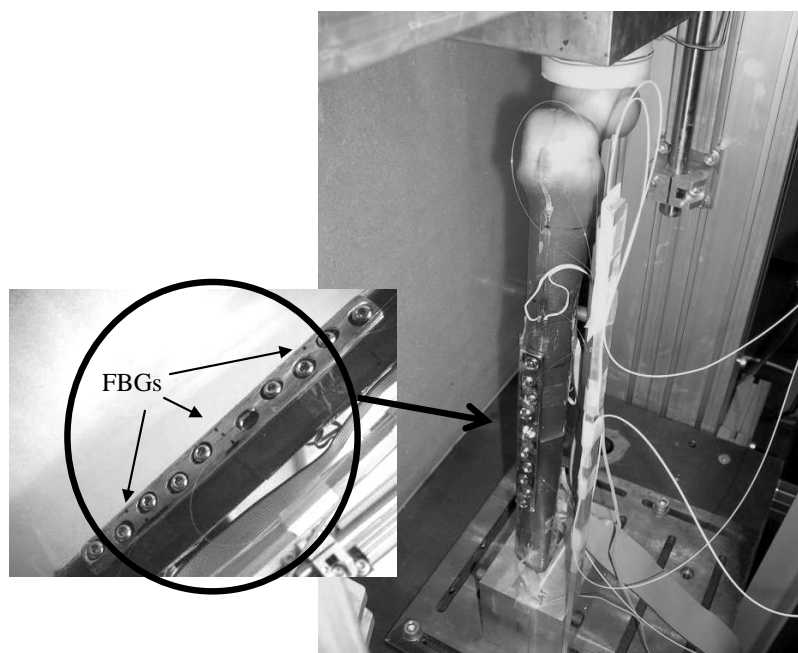


Figura 4.3 – Fotografia do fêmur com placa e pormenor da fixação com parafusos

Tabela 4.1 – Identificação dos locais onde foram colocados os extensômetros e os sensores de Bragg

Nível	Aspecto do fêmur			
	Anterior	Posterior	Medial	Lateral
1	SG (A1)	SG (P1)	SG (M1)	SG (L1) + FBG
2	SG (A2)	SG (P2)	SG (M2)	FBG na placa
3	Fractura	Fractura	Fractura	3 FBG na placa
4	SG (A4)	SG (P4)	SG (M4)	FBG na placa
5	SG (A5)	SG (P5)	SG (M5)	FBG na placa

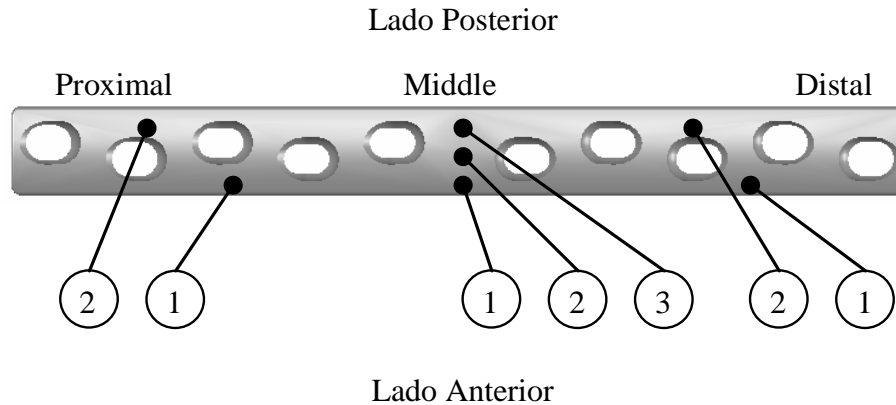


Figura 4.4 – Zonas da placa de osteossíntese onde foram colados os sensores de Bragg

### 4.3 Procedimento experimental

As extensões foram medidas à superfície dos fémures sobre carregamento simplificado (carga vertical). Para cada modelo, a força foi aplicada sobre a cabeça do fémur com intensidades diferentes de 200, 300, 400, 500 e 600 N. Como se observou uma relação linear entre a carga aplicada e as extensões medidas, somente as referentes à carga de 600 N são apresentadas nesta dissertação. O fémur era ancorado pelos côndilos através de um dispositivo concebido para o efeito, colocando o fémur numa posição em abdução de 11°. Foi utilizado um dispositivo pneumático (projecto do Grupo de Investigação em Biomecânica) para efectuar os carregamentos sobre a cabeça livre de movimentos do fémur (sem qualquer restrição de movimentos no plano horizontal). A carga era controlada através de uma célula de carga (TC4 1T, AEP, Modena, Itália). Quer o fémur intacto, quer os fémures com placa foram sujeitos a cargas 10 vezes, sendo assim os resultados a média desses carregamentos. O procedimento de carregamento foi feito de acordo com o publicado por Finlay et al. [36] e está descrito na tabela 4.2. Desta forma, no início do procedimento de medição, era feita o zero do valor dos extensómetros e o fémur sujeito a carga, que se mantinha durante 5 minutos (tempo de estabilização) e feita a aquisição do valor das extensões efectuadas. Depois de retirar a carga, considerou-se um período de relaxação de 5 minutos antes de efectuar novas medições. O tempo de estabilização está

relacionado com o comportamento viscoelástico dos fêmures sintéticos e é recomendado por Cristofolini et al. [33].

Tabela 4.2 – Procedimento efectuado aquando dos carregamentos dos fêmures

Período	Descrição	Tempo
A	Condicionamento	1 min
B	Descarga e relaxação	5 min
C	Tara dos extensómetros	20 s
D	Carregamento até teste	10 s – 30 s
E	Estabilização de carregamento	5 min
F	Aquisição de dados	1 s
G	Descarga e relaxação	5 min
H	Aquisição de dados (valor residual)	1 s
I	Intervalo entre carregamentos	10 min

As FBG utilizadas no âmbito desta dissertação foram gravadas por iluminação de uma fibra de telecomunicações normalizada com um *cladding* de diâmetro de 125  $\mu\text{m}$  e com uma radiação UV de uma montagem interferométrica [37]. O comprimento estimado da grelha era de aproximadamente 2 mm. Foi usado um interrogador de FBG (Micron Optics® – SM125) com uma largura de banda 1520 – 1570 nm. A tabela 4.3 contém as especificações principais do sistema de aquisição para os sensores de Bragg em relação ao comprimento de onda ( $\lambda_B$ ) e os erros correlacionados usando a equação 4.2.

Tabela 4.3 – Especificações do interrogador de FBF e experimental

Especificações do interrogador FBG		Especificações determinadas experimentalmente	
$\lambda_B$ precisão	10 pm	Ext. precisão	10.52 $\mu\epsilon$
$\lambda_B$ estabilidade	5 pm	Ext. estabilidade	5.26 $\mu\epsilon$
$\lambda_B$ repetibilidade	5pm	Ext. repetibilidade	5.26 $\mu\epsilon$

A temperatura do laboratório, e respectivas variações, foi medida com um termómetro electrónico DS1631 (Maxim Integrated Products, Inc., USA). Todas as experiências foram realizadas com temperaturas de laboratório de 23°C a 24°C, que era estabilizada com um sistema de ar condicionado. Mesmo tendo em consideração estas gamas de temperaturas, foi considerado no protocolo das experiências que todas as medições começavam com um comprimento de onda,  $\lambda_B$ , e todas as variações ( $\Delta\lambda_B$ ) eram calculadas com referência ao comprimento de onda inicial. Este procedimento associado com a duração, muito curta,

dos ensaios, cerca de 1 hora, reduziu o erro devido às variações de temperatura. A estabilidade da temperatura ambiente de  $\pm 0,5$  °C está associada com a variação de  $\lambda_B$  de  $\pm 5$  nm, dando um erro de deformação máxima de  $5.26 \mu\epsilon$  (equação 4.2).

O comprimento de onda associado aos sete sensores de Bragg, situava-se entre 1520-1570 nm. O valor máximo de extensão estimado foi de aproximadamente  $2000 \mu\epsilon$ , com uma variação máxima de 2 nm (equação 4.2) para a maior carga aplicada ao fémur. Devido ao intervalo de 3 nm do comprimento de onda entre as grelhas gravadas, o  $\lambda_B$  do primeiro sensor era de 1530 nm e o último de 1561 nm.

O coeficiente de conversão do comprimento de onda em extensão (K) foi obtido através da relação entre o comprimento de onda,  $\lambda_B$ , e o valor da extensão,  $\epsilon$ , de acordo com a equação:

$$\epsilon = K \Delta\lambda_B \quad (4.3)$$

#### **4.4 Resultados e Discussão**

A metodologia experimental incluiu o uso de sensores de Bragg e extensómetros para medir deformações, tanto da placa como do fémur. O fenómeno de *strain shielding* pode ser observado por comparação das extensões no fémur intacto e fémur com placa, no entanto, só foi usado um fémur para cada caso, e como tal, qualquer conclusão de ser encarada com o necessário sentido crítico.

Na figura 4.5 é ilustrado a relação entre a variação do comprimento de onda e a deformação medida para diferentes valores de carga. Os valores mostram uma inclinação de  $K = 1.052 \mu\text{m}/\mu\epsilon$  que foi usada para fazer a correlação entre a variação de comprimento de onda das FBG e respectiva deformação.

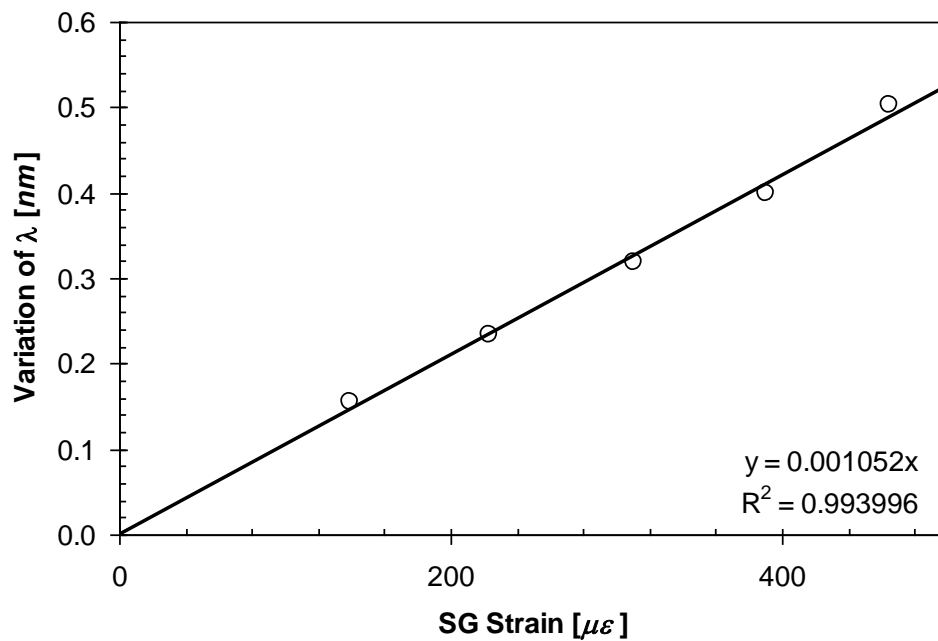


Figura 4.5 – Relação entre a variação de comprimento de onda e a deformação

Carvalho et al. [2] e Vieira et al. [14] compararam deformações obtidas com extensômetros e sensores de Bragg em diferentes aplicações biomecânicas, obtendo excelentes correlações entre em situações experimentais de carga estática e/ou dinâmica. A figura 4.6 ilustra as medidas dos extensômetros obtidas para um fêmur intacto e para um fêmur com placa. A figura 4.7 ilustra as medidas obtidas na placa de osteossíntese pelas FBGs.

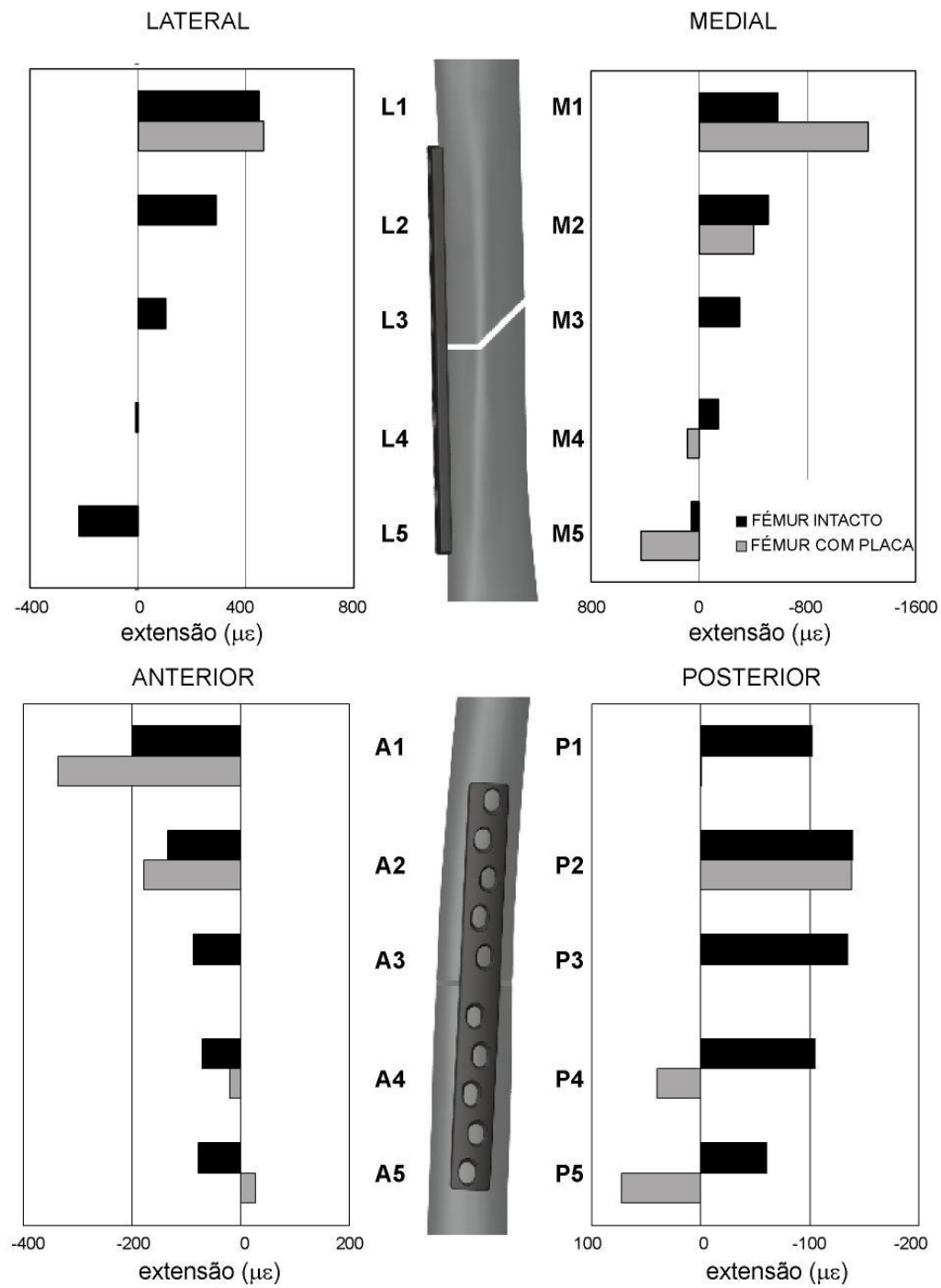


Figura 4.6 – Deformações no fémur nos diversos aspectos: intacto e com placa



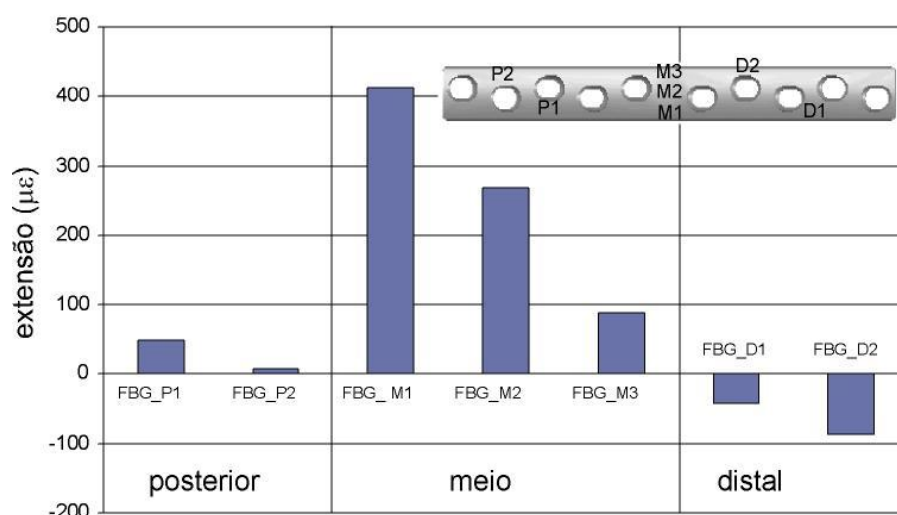


Figura 4.7 – Deformações medidas na placa de osteossíntese

Foram medidas deformações, tanto de compressão como de tracção ao nível da cortical, nos aspectos medial e lateral do fémur intacto respectivamente. Próximo dos côndilos, o tipo de deformação altera-se, sendo compressivo no aspecto distal e tracção no aspecto distal e medial. Este facto é devido ao perfil típico do fémur intacto quando encastrado pelos côndilos e simplesmente solicitado na cabeça. Não considerando o aspecto posterior do fémur com placa, as deformações seguem uma estrutura similar à do fémur intacto. A presença de uma fractura não curada, com uma local redução de rigidez estrutural, não provoca alterações significativas em comparação com o fémur intacto em termos de flexão. A maior deformação no fémur com placa, 1252 µε, foi observada no SG\_M1 (aspecto proximal-medial), enquanto para o fémur intacto o maior valor de deformação foi de 580 µε. Foi obtido uma deformação menor que 200 µε no SG\_M4 para o fémur com placa. Os níveis mais baixos de deformação foram observados no aspecto anterior e posterior do fémur. De facto, a maioria das deformações são menores que 200 µε. No entanto, estes resultados devem ser vistos com sentido crítico, devido á simplicidade de uma carga vertical de 600 N simulada nas várias experiencias. A simulação de cargas mais realistas que incluam os efeitos dos músculos [38] pode ser significativo tanto para o fémur intacto como para o fémur com placa.

As deformações obtidas na placa mostram também uma boa linearidade para vários níveis de solicitação. Deformações no aspecto distal e proximal do fémur com placa são significativamente menores que o observado na região média. Esta deformação é menor do que 100  $\mu\epsilon$ . É de interesse salientar que as deformações medidas pelas FBGs (FBG\_M1, FBG\_M2 e FBG\_M3) colocadas ao meio da placa, sobre a fractura, são diferentes. As deformações da placa do FBG\_M1 (lado lateral-anterior), FBG\_M2 (lado lateral) e FBG\_M3 (lado lateral-posterior) foram de 413, 269 e 89  $\mu\epsilon$  respectivamente. Essas deformações são significativamente maiores que as observadas para o fémur intacto, evidenciando que o fémur com placa está sujeito a uma solicitação de torção e flexão.

O fenómeno de *strain shielding* é mais visível na região distal da placa de osteossíntese. De facto, pode-se observar que as deformações são diferentes e que este fenómeno é relativamente elevado, mais de 130%. Este fenómeno é também muito elevado (640%) no lado medial-distal do fémur com placa. Para a região proximal da placa, como as deformações no fémur com placa são maiores que as do fémur intacto, é esperado uma situação de remodelação óssea positiva.

### ***Bibliografia***

- [1] – Viceconti, M., Cristofolini, I., Baleani, M. and Toni, A., “Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods”, *Journal of Biomechanics*, **34**, 723–731 (2001).
- [2] – Carvalho, L., Silva, J. C. C., Nogueira, R., Pinto, J. L., Kalinowski, H. and Simões, J. A., “Application of Bragg grating sensors in dental biomechanics”, *Journal of Strain Analysis*, **41(6)**, 411-415 (2006).
- [3] – Breque, C., Dupre, J., Bremand, F., “Calibration of a system of projection moiré for relief measuring: biomechanical applications”, *Optics and Lasers in Engineering*, **41**: 241–260, 2004.

- [4] – Huo, B., “An inhomogeneous and anisotropic constitutive model of human dentin”, *Journal of Biomechanics*, **38**: 587–594, 2005.
- [5] – Kishena, A., Tana, K. B. C., Asundib, A., “Digital moiré interferometric investigations on the deformation gradients of enamel and dentine: An insight into non-carious cervical lesions”, *Journal of Dentistry*, **34**, 12–18, 2006.
- [6] – Edvardsen, T., Helle-Valle, T., Smiseth, O. A., “Systolic dysfunction in heart failure with normal ejection fraction: speckle-tracking echocardiography”, *Progress in Cardiovascular Diseases*, **49**(3): 207-214, 2006.
- [7] – Horta, J., Brostow, W., Martinez, G., Castano, V. M., “Characterization of bones by speckle interferometry”, *J Med Eng Technol*, **27**(2): 49-53, 2003.
- [8] – Zhang, J., Jin, G. C., Meng, L. B., Jian, L.H., Wang, A. Y., Lu, S. B., “Strain and mechanical behavior measurements of soft tissues with digital speckle method”, *J Biomed Opt.*, **10**(3): 000-000, 2005.
- [9] – Kessler, O., Lacatusu, E., Sommers, M. B., Mayr, E., Bottlang, M., “Malrotation in total knee arthroplasty: effect on tibial cortex strain captured by laser-based strain acquisition”, *Clin Biomech*, **21**(6):603-609, 2006.
- [10] – Shahar, R., Zaslansky, P., Barak, M., Friesem, A. A., 3, Currey, J. D., Weiner, S., “Speckle interferometry: a novel method to map three-dimensional surface deformations of small bone samples”, *Journal of Biomechanics*, **39** (Suppl 1): S18, 2006.
- [11] – Mohr, M., Simon, U., Claes, L., Bottlang, M., “Full-field strain acquisition on ovine fracture callus with electronic speckle pattern interferometry”, *Journal of Biomechanics*, **39** (Suppl 1): S467, 2006

- [12] – Simões, J. A., Monteiro, J., Vaz, M. A., "Numerical-experimental method for the validation of a controlled stiffness femoral prosthesis", J Biomech Eng Trans ASME, **123**: 234-238, 2001.
- [13] – Simões, J. A., Monteiro, J., Vaz, M. A., "Femoral displacement patterns induced by different prosthesis fixation methods: A holographic study", Journal of Biomechanics, **34**, (Suppl 1): S27, 2001.
- [14] – Vieira, A., Frazão, O., Novo, C., Simões, J. A., "On the use of fiber grating sensors for strain measurements in biomechanics", European Society of Biomechanics, ESB 2004, 4-7 July, Hertogenbosch, The Netherlands, 2004.
- [15] – Simões, J. A. and Vaz, M. A., "The Influence on strain shielding of material stiffness of press-fit femoral components", Proceedings Institution Mechanical Engineers, Part H, Journal Engineering Medicine, **216**, 341-346 (2002).
- [16] – Carvalho, L., Vaz, M. A., and Simões, J. A., "Mandible strains induced by conventional and novel dental implants", Journal of Strain Analysis Engineering Design, **39**(3), 291–297 (2004).
- [17] – Silva, J. C., Carvalho, L., Nogueira, R. N., Simões, J. A., Pinto, J. L. and Kalinowski, H. J., "FBG applied in dynamic analysis of an implanted cadaveric mandible", Second European Workshop on Optical Fiber Sensors, Santander; Saratov Fall Meeting 2003: Laser Physics and Photonics, Spectroscopy, and Molecular Modeling IV. Edited by Derbov, Vladimir L.; Melnikov, Leonid A.; Babkov, Lev M. Proceedings of the SPIE, **5502**, 226-229 (2004).
- [18] – Milczeswki, M. S., Silva J. C. C., Simões, J. A., Paterno, A. S. and Kalinowski, H., "Measurement of orthodontic forces and tooth displacement using fiber Bragg grating sensors", 5th International Conference on Mechanics Materials and Design, Porto, (2006).

- [19] – Ottevaere, H., Tabak, M., Aznar, D., Fernandez, A., Van Ierschot, S., Berghmans, F. and Thienpont, H., “Optical fiber sensors for monitoring stress build-up in dental cements” 16<sup>th</sup> International Conference on Optical Fiber Sensor (Nara) 574-577 (2003).
- [20] – Liu, H. B., Liu, H. Y., Peng, G. D., and Chu, P. L., “Strain and temperature sensor using a combination of polymer and silica fiber Bragg gratings”, *Optics Communications*, **219**(1–6), 139–142 (2003).
- [21] – Wehrle, G., Nohama, P., Kalinowski, H. J., Torres, P. I. and Valente, L. C. G., “A fiber optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements”, *Measurement Science Technology*, **12**, 805–9 (2001).
- [22] – Kashyap, R. *Fiber Bragg Grating*, San Diego: Academic Press (1999).
- [23] – Higuera, J. M. L. *Handbook of Optical Fiber Sensing Technology*, New York: John Wiley & Sons, (2002).
- [24] – Othonos, A., “Fiber Bragg Gratings”, *Review Science Instrumentation*, **68**(12), 4309-4341 (1997).
- [25] – Heiner, A.D., Brown, T.D., “Structural properties of new design of composite replicate femurs and tibias”, *Journal of Biomechanics*, **34**; 773-781 (2001).
- [26] – Cristofolini, L., Bini, S., Toni, A., “In vitro testing of a novel limb salvage prosthesis for the distal femur”, *Clinical Biomechanics*, **13**, 608-615 (1998).
- [27] – Cristofolini, L., Viceconti, M., “Comparison of uniaxial and triaxial strain gages for strain measurement in the femur”, *Experimental Mechanics* **37**(3), 350-354 (1997).
- [28] – Dias Rodrigues, J.F., Lopes, H., Simões, J.A., “Experimental model analysis of a synthetic composite femur”, *Experimental Mechanics*, **44**(1), 29-32 (2004).

- [29] – Grecula, M.J., Morris, R.P., Laughlin, J.C., Buford, W.L., Patterson, R.M., “Femoral surface strain in intact composite femurs: a custom computer analysis of the photoelastic coating technique”, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, **47**, 926–933 (2000).
- [30] – Stolk, J., Verdonshot, N., Cristofolini, L., Firmati, L., Toni, A., Huiskes, R., “Strains in a composite hip joint reconstruction obtained through FEA and experiments correspond closely”, Transactions of the 46<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, O515 (2000).
- [31] – Szivek, J.A., Gealer, R.L., “Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated onelegged stance”, Journal of Applied Biomaterials, **2**(4), 277–280 (1991).
- [32] – McNamara, B.P., Cristofolini, L., Toni, A., Taylor, D., “Evaluation of experimental and finite element models of synthetic and cadaveric femora for pre-clinical design-analysis”, Clinical Materials, **17**(3), 131-140 (1994).
- [33] – Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A., “Mechanical validation of whole bone composite femur models”, Journal of Biomechanics, **29**(4), 525-535 (1996).
- [34] – Cristofolini, L., “A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses”, Critical Reviews in Biomedical Engineering, **25**, 409-483 (1997).
- [35] – Ruff, C. B. and Hayes, W. C., “ Cross-section geometry of pecos pueblo femora and tibiae – a biomechanical investigation: 1. Methods and general patterns of variation”, American Journal of Physics Anthropology, **60**, 359-381 (1983).
- [36] – Finlay, J. B., Bourne, R. B. and McLeant, J., “A technique for in vitro measurement of principal strains in the human femur”, Journal of Biomechanics, **15**(10), 723-739 (1982).

[37] – Nogueira, R., Abe, I., Kalinowski, H. J., Pinto, J. L. and Rocha, J. R. F., “Sistema interferométrico automatizado para gravação de redes de Bragg”, 13<sup>a</sup>. Conferência Nacional de Física, Évora, 592-594 (2002).

[38] – Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., Claes, L., “Influence of muscle forces on Femoral strain distribution”, Journal of Biomechanics, 31(9): 841-846, 1998.

## **Capítulo 5 – Validação de um modelo de elementos finitos para o projecto de placas de osteossíntese**

### ***5.1 Introdução***

O recurso a métodos numéricos na análise de problemas de engenharia é hoje uma necessidade quase incontornável. O método dos elementos finitos (MEF) tem sido largamente utilizado em inúmeros estudos da Engenharia. A biomecânica não é excepção, e são muitos os que recorrem ao método dos elementos finitos para o estudo do comportamento de estruturas naturais como os tecidos ósseos e suas respostas biológicas na presença do implante. A correlação entre dados clínicos, experimentais e numéricos permite aferir e controlar as variáveis das simulações, assim como validar os modelos de simulação. Estes mesmos modelos poderão ser ajustados para a correcta replicação do sistema real.

Uma das grandes vantagens do MEF está na possibilidade que o método permite para prever o comportamento de determinado sistema. No âmbito da Engenharia Biomédica, como por exemplo, permite a concepção de dispositivos implantáveis projectualmente mais adequados.

### ***5.2 Geração do Modelo CAD e de Elementos Finitos***

Com base nos modelos *in vitro*, foram gerados os modelos numéricos para as simulações. Para o efeito, recorreu-se a um modelo CAD (figura 5.1) de um fémur (The Standardized Femur Program; [www.tecno.ior.it/VRLAB/researchers/repository/SF/stand\\_fem.html](http://www.tecno.ior.it/VRLAB/researchers/repository/SF/stand_fem.html)). A “criação” da fractura e a colocação da placa foi feita com base no modelo *in vitro* e modelado usando a aplicação de CAD SolidWorks® 2004.



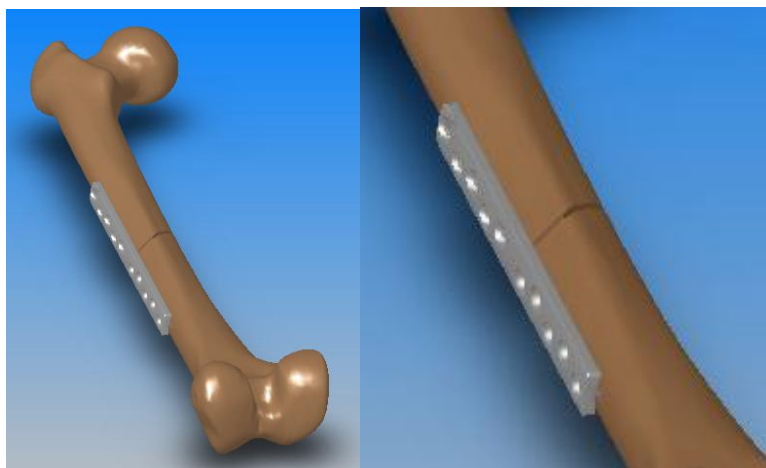


Figura 5.1 – Modelo virtual de estudo

Com base no modelo CAD importou-se a geometria do mesmo para a aplicação HyperMesh (HyperWorks, Altair Engineering Inc., Troy, EUA) que permitiu gerar a malha e determinar os campos de deformações e tensões. Nesta etapa, procedeu-se à rotação do modelo em  $11^\circ$  no seu plano frontal para colocar o fêmur na sua posição fisiológica (figura 5.2). No plano sagital o fêmur encontrava-se a  $0^\circ$ . O estudo experimental foi realizado com o fêmur colocado em igual posição.

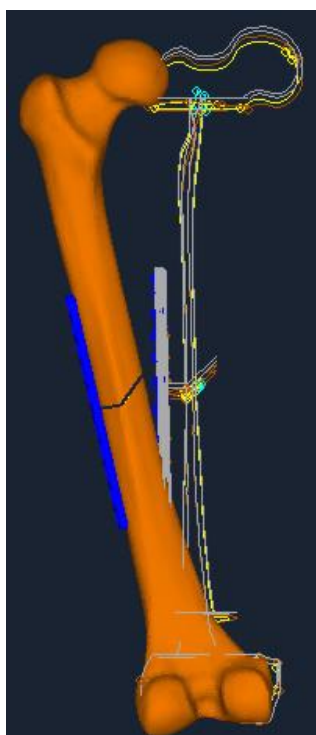


Figura 5.2 – Modelo do fêmur após rotação de  $11^\circ$  no plano frontal

Como foi referido, nas simulações consideraram-se dois materiais para a placa: aço inoxidável 316L e PEEK-carbono, cujas características estão apresentadas na tabela 1. A placa em aço inoxidável 316L (cortesia da empresa L. A. Medical, Albergaria-a-Velha) é actualmente a mais utilizada na fixação de fracturas de osso longos.

Para os modelos numéricos, considerou-se malhas de elementos finitos tetraédricos de 4 nós. Relativamente às condições fronteira, simulou-se o fémur com os seus cêndilos rigidamente imóveis (vulgo encastramento), e sujeito a uma carga de 400N distribuída em 10 nós na cabeça do fémur. As ligações aparafusadas foram simuladas como ligações rígidas. A figura 5.3 ilustra pormenores das condições fronteira simuladas. Os modelos numéricos eram constituídos por 26407 nós e 121401 elementos, correspondendo a 75324 graus de liberdade.

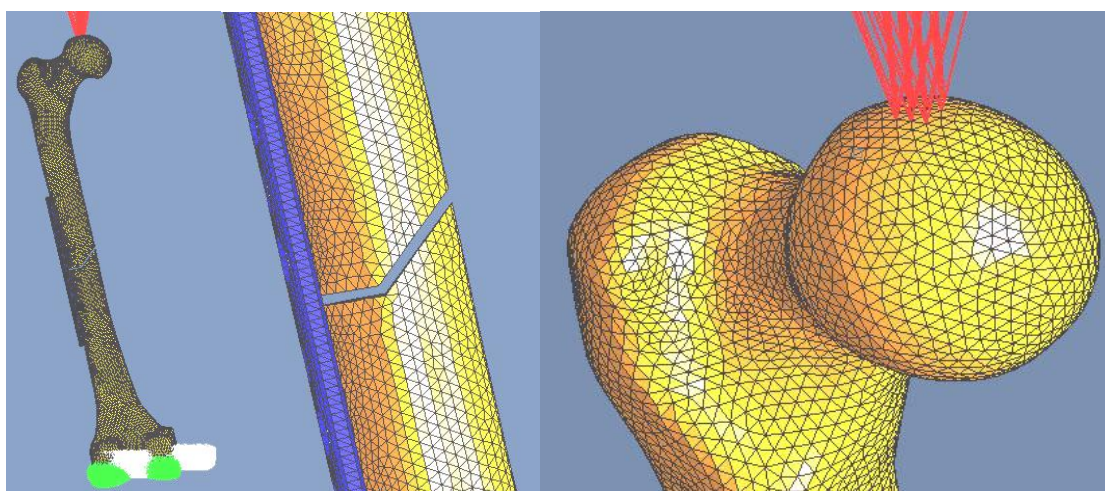


Figura 5.3 – Condições fronteira e de carga

As placas permitiram estruturas com diferente rigidez material por utilização de materiais de diferentes módulos de elasticidade. Em todos os modelos femorais com placa foram colocados extensómetros em locais estrategicamente seleccionados após prévia análise do campo de deformações pelo método dos elementos finitos, evitando-se a sua localização em regiões de fortes gradientes de tensões. Todos os fémures foram colocados numa posição a 11° (no plano frontal) e carregados na cabeça com cargas estáticas de 200 N, 400 N e 600 N e as extensões obtidas. Somente os resultados obtidos para a carga de 400 N são apresentados neste trabalho, por ter sido a solicitação utilizada no modelo numérico. A figura 5.4 ilustra um dos modelos sob carga no dispositivo experimental utilizado e em

pormenor a zona da fractura simulada com respectiva placa de osteossíntese.



Figura 5.4 – Modelo femoral no dispositivo de ensaios e pormenor da fractura “óssea”

As figuras 5.5 e 5.6 representam as tensões de von Mises e deformações segundo a diáfise do fémur. A figura 5.7 ilustra idênticos resultados na zona da fractura.

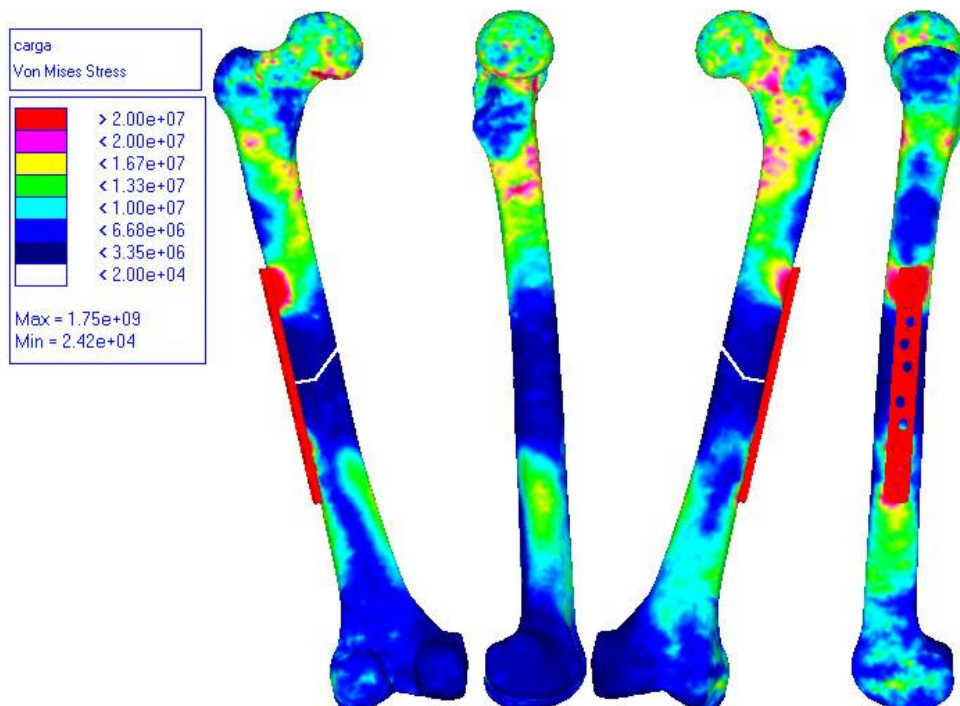


Figura 5.5 – Campo de tensões de von Mises nos vários aspectos do fémur com placa de aço

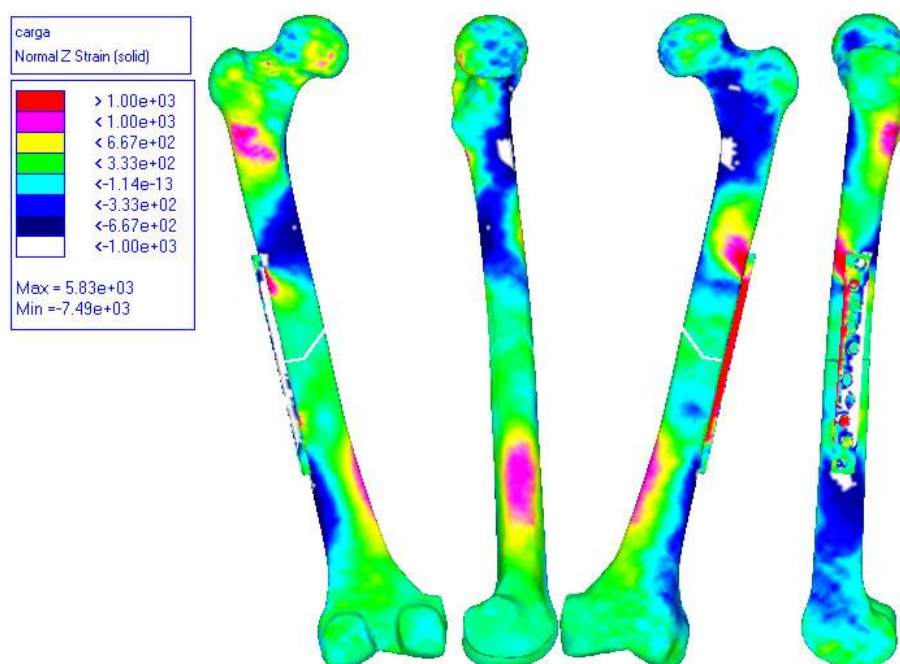


Figura 5.6 – Campo de deformações nos vários aspectos do fémur com placa de aço



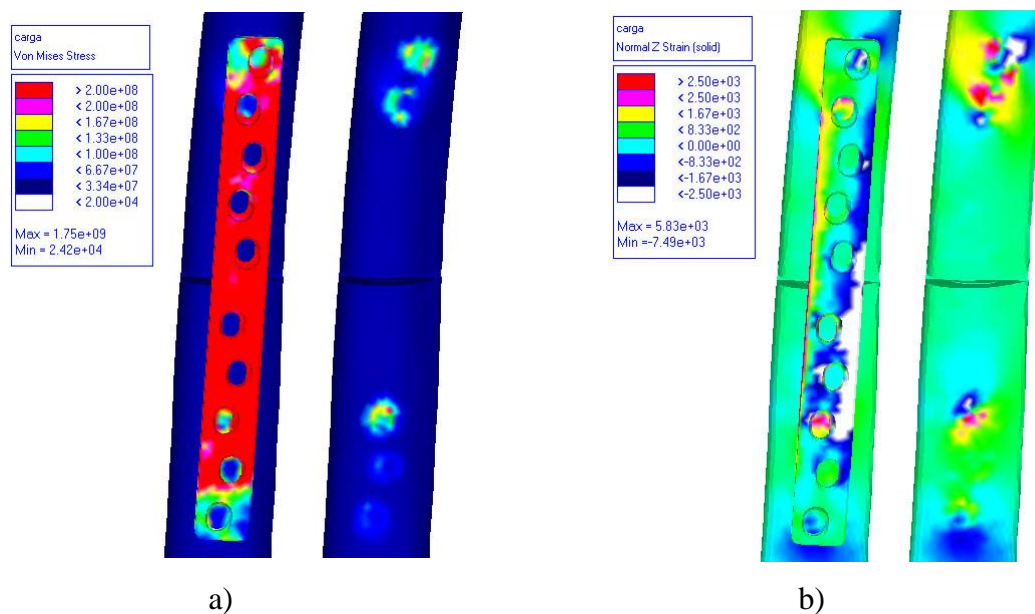


Figura 5.7 – Pormenor da zona de fractura: a) tensões de von Mises, b) deformações segundo o eixo da diáfise

Para a simulação do fémur com uma placa de osteossíntese em PEEK-carbono, obtiveram-se os resultados que se encontram ilustrados nas figuras 5.8 a 5.10.

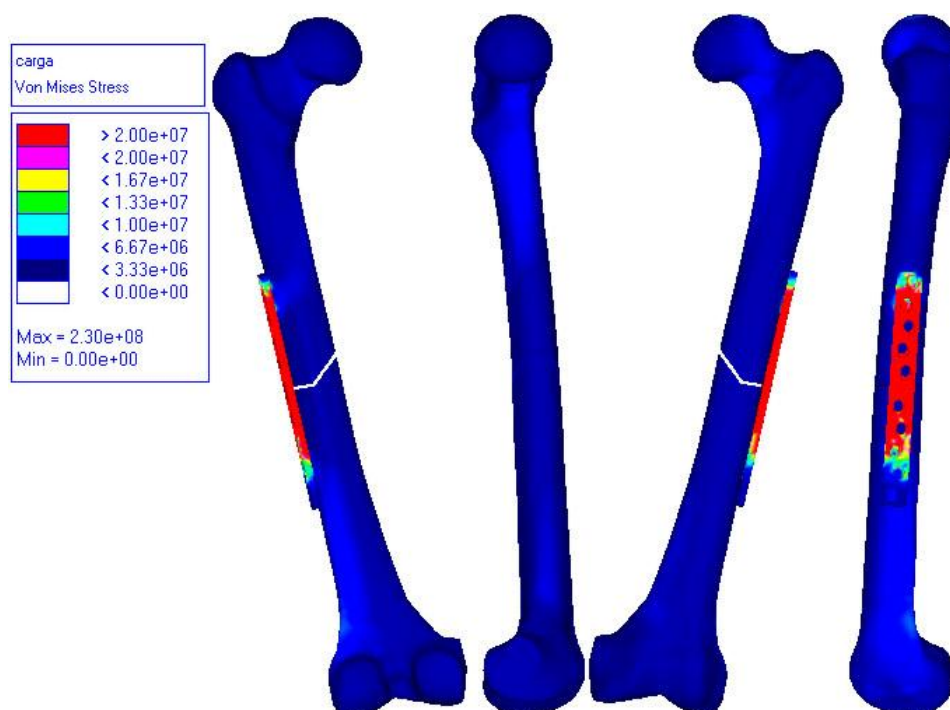


Figura 5.8 – Campo de tensões de von Mises nos vários aspectos do fémur com placa de PEEK-carbono

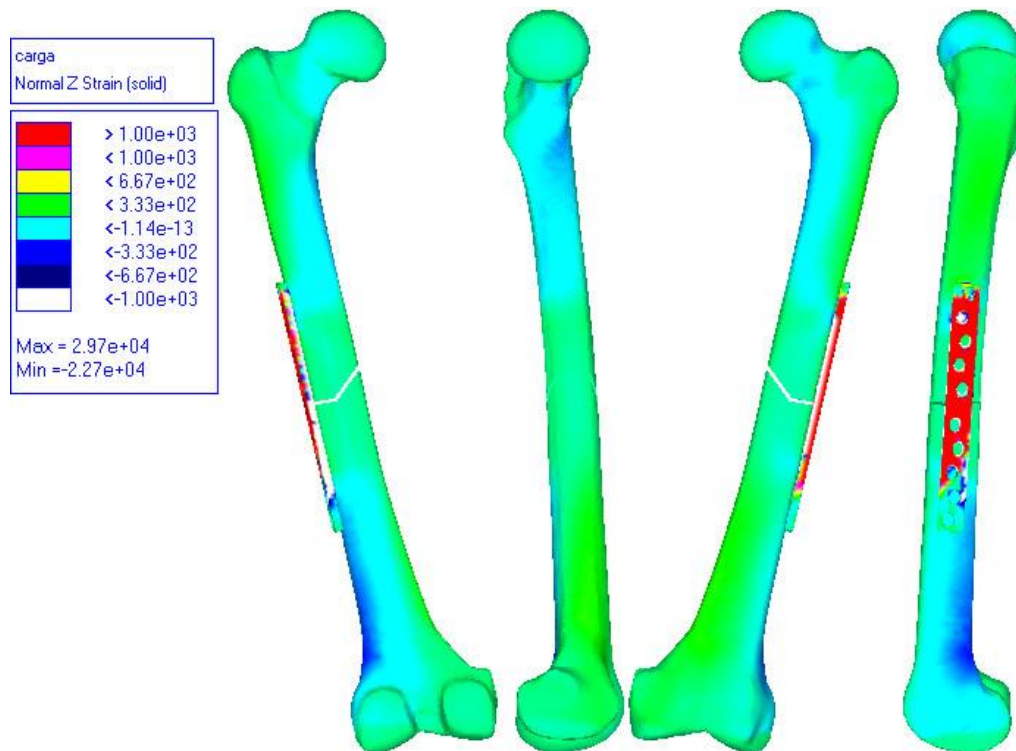


Figura 5.9 – Campo de deformações nos vários aspectos do fémur com placa de PEEK-carbono

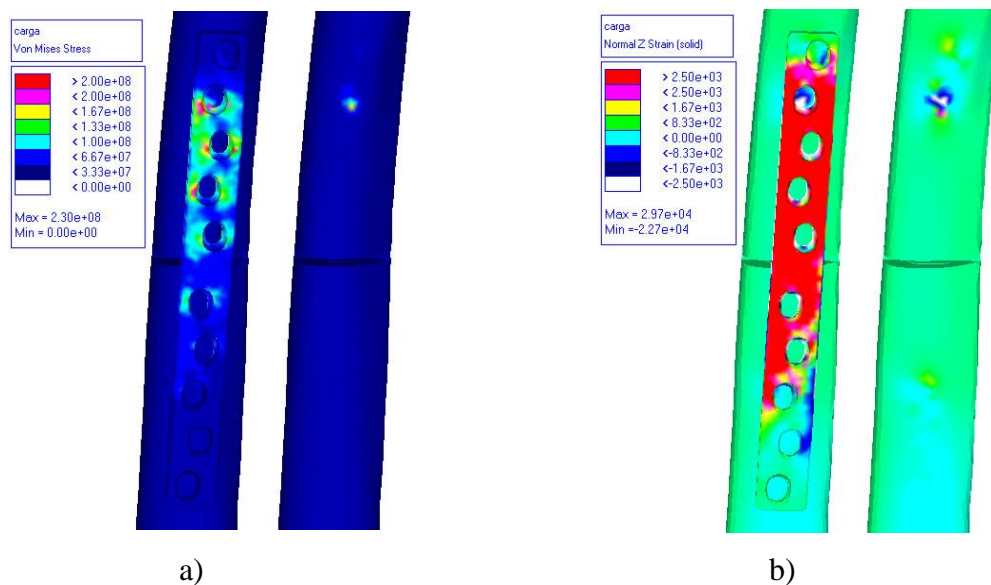


Figura 5.10 – Pormenor da zona de fractura: a) tensões de von Mises, b) deformações segundo o eixo da diáfise

Os resultados numéricos foram comparados com os experimentais em condições semelhantes. De forma análoga, adquiriu-se o valor das tensões de von Mises e

deformações em vários pontos dos modelos. As tabelas 5.1 e 5.2 contêm os resultados comparativos dos valores das deformações para o fêmur com a placa de aço e com a placa de PEEK-carbono respectivamente. A posição de medida refere-se à distância do ponto de medição à parte superior da cabeça do fêmur. As figuras 5.11 a 5.14 ilustram graficamente o campo de deformações nos aspectos lateral, medial, anterior e posterior respectivamente.

Tabela 5.1 – Deformações obtidas por simulação e por experimentação com a placa de aço

Posição (mm)	Numérico				Experimental			
	Lateral	Anterior	Medial	Posterior	Lateral	Anterior	Medial	Posterior
125	-10.5	-44.7	-452.7	-50.4	213.2	-168.1	-445.7	-31.6
175	-464.9	502.8	-488.3	-596.9		-136.6	-215.1	-7.5
275	-328.1	-234.9	4.2	140.6		21.5	21.5	-7.5
325	-647.4	324.6	772.3	177.5		-56.1	161.2	15.1
375	-537.9	82.1	601.8	24.9	-306.1	14.8	-82.7	226.0

Tabela 5.2 – Deformações obtidas por simulação e por experimentação com a placa de PEEK-carbono

Posição (mm)	Numérico				Experimental			
	Lateral	Anterior	Medial	Posterior	Lateral	Anterior	Medial	Posterior
125	148.5	-54.4	-265.8	-67.1	218.2	-87.2	-335.0	-188.2
175	535.4	-87.6	-135.9	-170.5		12.9	-292.8	-176.9
275	34.7	-17.8	8.1	-8.0		-0.4	-0.4	-176.9
325	-215.9	84.1	99.2	-173.1		119.8	92.7	-152.1
375	-271.4	78.5	160.1	-154.9	-207.2	173.1	138.4	-151.1

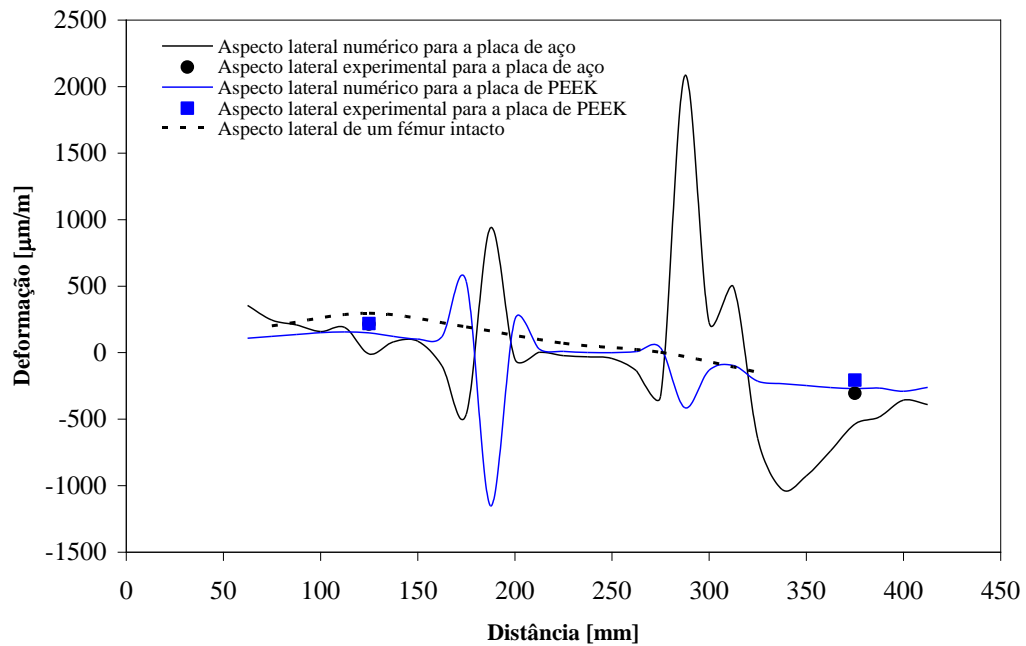


Figura 5.11 – Comparação das deformações no aspecto lateral

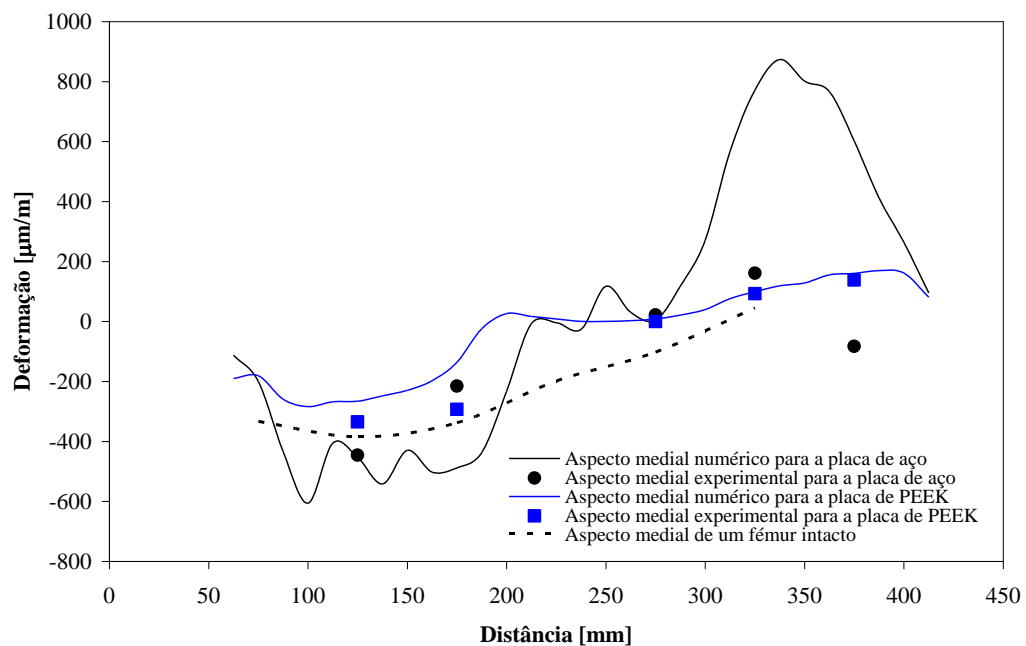


Figura 5.12 – Comparação das deformações no aspecto medial



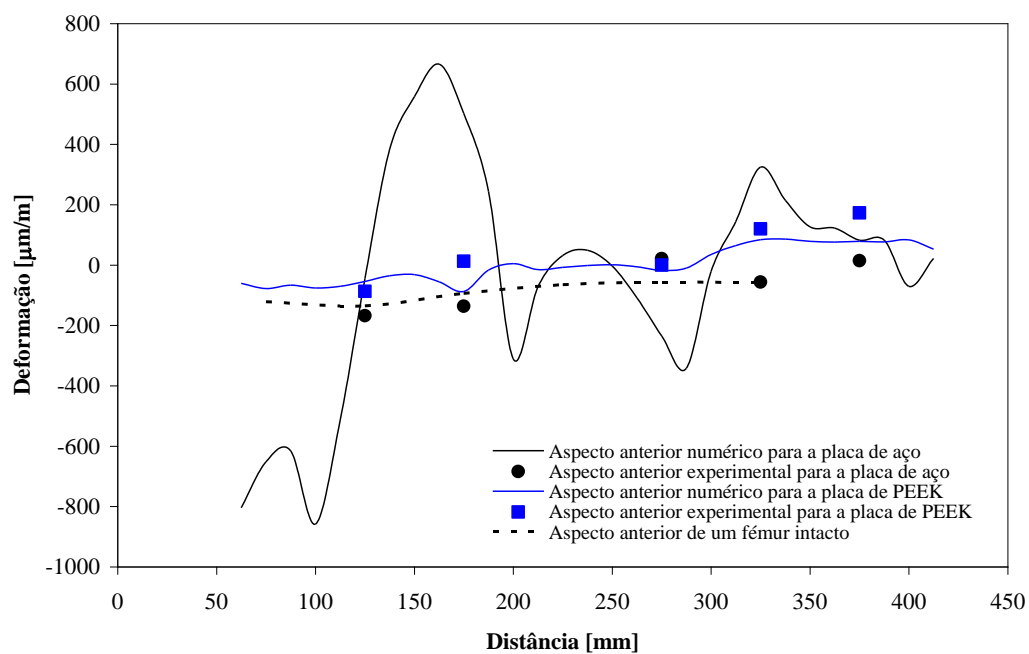


Figura 5.13 – Comparação das deformações no aspecto anterior

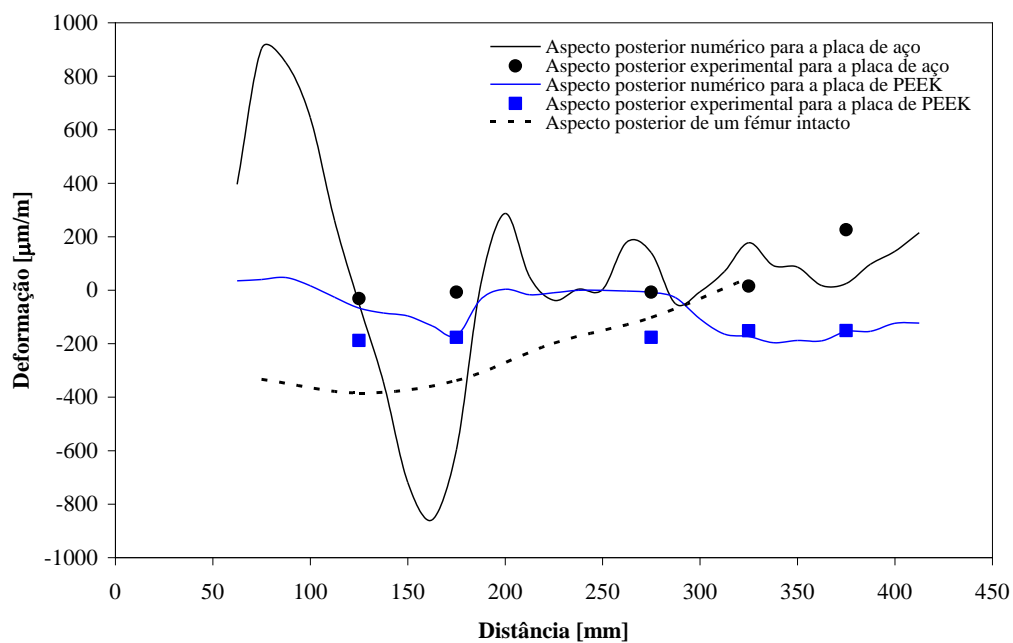


Figura 5.14 – Comparação das deformações no aspecto posterior

### **5.3 Conclusões**

Neste trabalho foi apresentado um estudo sobre o tratamento de fracturas ósseas recorrendo a placas de osteossíntese. Verificou-se que há alternativas aos materiais clássicos usados neste tipo de dispositivo médico, como os materiais compósitos. Demonstrou-se também as vantagens de um estudo experimental comparativo, bem como o complemento da instrumentação usando extensómetros com o recurso a fibras de Bragg. A metodologia apresentada mostra-se viável para futuros trabalhos com placas de nova geometria e/ou de outros materiais.

Na perspectiva e objectivos do trabalho, verificou-se que as placas compósitas de fibra contínua apresentaram características interessantes, pelo facto de apresentarem rigidez e resistência suficiente para permitir a fixação de fracturas ósseas e permitiram alguma mobilidade na zona da cicatrização. Contudo o estudo da micromobilidade na zona da fractura necessita de ser estudada em maior pormenorização e conjugar o estudo do material e geometria da placa com o tipo e número de parafusos, que certamente desempenharão um papel importante no mecanismo primário de fixação e numa fase mais tardia no mecanismo de cicatrização.

O estudo recorrendo ao método dos elementos finitos mostrou também ser uma ferramenta que auxilia na compreensão da distribuição de deformações nos modelos virtuais, possibilitando a concepção e desenvolvimento de novas estruturas materiais, outras geometrias e a definição do tipo e número de parafusos para a fixação das placas.

Tendo em conta as conclusões encontradas neste estudo, pode-se definir, em termos de investigação, várias direcções em trabalhos futuros nesta temática: melhoramento do modelo numérico, modelação dos parafusos e verificação da sua importância no mecanismo de fixação, possibilidade de não usar todos os parafusos ou trocar o material de alguns (por exemplo materiais reabsorvíveis), introdução de outros materiais, e verificação de novas geometrias que estão a ser introduzidas actualmente no mercado.

Um estudo estatístico sobre placas ao nível clínico seria também interessante para ajudar a

compreender melhor o princípio mecânico que explique o porquê de alguns parafusos se soltarem e/ou a ocorrência de fracturas após retirar a placa, e propor placas e/ou parafusos que minimizem esses problemas.

## 6 – Conclusões e considerações futuras

Neste trabalho foi apresentado um estudo sobre a consolidação de fracturas recorrendo a placas de osteossíntese.

Verificou-se que há alternativas reais aos materiais clássicos usados neste tipo de dispositivo médico, como os compósitos.

Demonstrou-se também as vantagens de um estudo experimental comparativo, bem como o complemento da instrumentação usando extensómetros com o recurso a fibras de Bragg. A metodologia apresentada mostra-se viável para futuros trabalhos com placas de nova geometria e/ou outros materiais.

O estudo recorrendo ao método dos elementos finitos mostrou também ser uma ferramenta que auxilia na compreensão da distribuição de deformações nos modelos existentes, possibilitando uma evolução futura na direcção de outros materiais, outras geometrias ou a necessidade do uso de todos os parafusos.

Tendo em conta as conclusões encontradas, pode-se neste ponto partir numa ou várias direcções em trabalhos futuros nesta temática: melhoramento do modelo numérico, modelação dos parafusos e verificação da sua importância, possibilidade de não usar todos os parafusos ou trocar o material de alguns (por exemplo materiais reabsorvíveis), introdução de outros materiais, e verificação de novas geometrias que estão a ser introduzidas actualmente no mercado.

Um estudo estatístico sobre placas ao nível clínico seria também interessante para ajudar a compreender melhor o princípio mecânico que explique o porquê de alguns parafusos se soltarem e/ou a ocorrência de fracturas após retirar a placa, e propor placas e/ou parafusos que minimizem esses problemas.



## **Anexos**

### ***Anexo 1***

ASTM F382-99 – Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates